

Міністерство освіти і науки України
Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

**М. Ф. Терещенко, Г. С. Тимчик,
І. О. Яковенко**

Біофізика

Лабораторний практикум

*Рекомендовано Методичною радою КПІ ім. Ігоря Сікорського
як навчальний посібник для здобувачів ступеня бакалавра за спеціальностями
151 «Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані технології»,
152 «Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка»*

Київ
КПІ ім. Ігоря Сікорського
2019

УДК 577.3 (075.8)
Т41

*Гриф надано Методичною радою КПП ім. Ігоря Сікорського
(протокол № від .11.2019 р.)*

Рецензенти:

А. Г. Мисюра, доктор біол. наук,

Інститут прикладних проблем фізики та біофізики НАН України.

Ю. Ф. Тесик, доктор техн. наук

Інститут електродинаміки НАН України

Терещенко М.Ф.

Біофізика: лабораторний практикум/ М. Ф. Терещенко, Г. С. Тимчик, І.О. Яковенко - Київ: КПП ім. Ігоря Сікорського, Вид-во «Політехніка», 2019. –172 с.

ISBN 978-966-622-952-9

В лабораторному практикумі переставлено лабораторні роботи з дисципліни «Біофізика», короткі відомості, формули та рівняння з фізичних, фізико-хімічних, фізіологічних процесів, що протікають в біологічному середовищі та контрольні запитання для вивчення та засвоєння основних розділів курсу, самоконтролю та самостійної роботи. Приведений довідковий матеріал для виконання лабораторних робіт та розуміння процесів в живому організмі та систематизовані матеріали з реакції біологічного об'єкта на фізичні поля та сигнали. Розглянуті структурні та принципові схеми апаратів і приладів та методик вимірювання, послідовність виконання роботи та математична обробка отриманих результатів і їх похибки.

Книгу розраховано на студентів та аспірантів вищих навчальних закладів з інженерно-медичного та біологічного напрямку підготовки, а також наукових та інженерно-технічних працівників, спеціалістів медичного приладобудування та фізіотерапії.

© М. Ф. Терещенко, Г. С. Тимчик,
І. О. Яковенко, 2019

© КПП ім. Ігоря Сікорського (ПБФ), 2019

ISBN 978-966-622-952-9

ЗМІСТ

ПЕРЕДМОВА.....	6
Розділ I. БІОМЕХАНІКА І БІОАКУСТИКА	
ЛАБОРАТОРНА РОБОТА 1-1	10
Дослідження пружних властивостей біологічних тканин	
ЛАБОРАТОРНА РОБОТА 2-1.....	21
Біомеханіка стопи. Оцінка пружних характеристик стопи	
ЛАБОРАТОРНА РОБОТА 3-1	32
Акустичні коливання як фізичне явище, їх характеристики та властивості. Механізм дії акустичних коливань на біологічні тканини	
ЛАБОРАТОРНА РОБОТА 4-1	50
Визначення межі чутності слухового аналізатора людини методом аудіометрії та кількісно оцінити функціональний стан	
ТЕМИ СЕМІНАРІВ ДО РОЗДІЛУ I.....	66
Розділ II. ГЕМОДИНАМІКА. ТЕРМОДИНАМІКА, ТЕОРІЯ БІОЛОГІЧНИХ МЕМБРАН	
ЛАБОРАТОРНА РОБОТА 1-2.....	67
Визначення коефіцієнта в'язкості	
ЛАБОРАТОРНА РОБОТА 2-2.....	80
Вивчення основних характеристик руху крові та визначення параметрів артеріального тиску	
ЛАБОРАТОРНА РОБОТА 3-2.....	90
Методи реєстрації деформації ділянки тіла	
ТЕМИ СЕМІНАРІВ ДО РОЗДІЛУ II.....	100

Розділ III. ЕЛЕКТРО І МАГНІТОДИНАМІЧНІ ПРОЦЕСИ В БІОЛОГІЧНІЙ ПРИРОДІ

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА 1-3.....	101
Вивчення основних біофізичних характеристик, які виникають в серцевому м'язі під час серцевого циклу	
ЛАБОРАТОРНА РОБОТА 2-3.....	115
Фізична дія на біологічну тканину імпульсними змінними синусоїдальними струмами високої частоти і напруги.	
ЛАБОРАТОРНА РОБОТА 3-3.....	128
Магнітотерапія та апарати низькочастотної магнітотерапії.	
ТЕМИ СЕМІНАРІВ ДО РОЗДІЛУ III.....	136
Розділ 4. ОСНОВИ КВАНТОВОЇ БІОФІЗИКИ. ЗАКОНОМІРНОСТІ ФІЗИЧНИХ ПОЛІВ І ВИПРОМІНЮВАНЬ	
ЛАБОРАТОРНА РОБОТА 1-4.....	137
Іонізуюче випромінювання. Дозиметрія	
ЛАБОРАТОРНА РОБОТА 2-4.....	145
Визначення концентрації розчинів рефрактометричним методом	
ТЕМИ СЕМІНАРІВ ДО РОЗДІЛУ IV	157
ЛІТЕРАТУРА	158
ДОВІДНИКОВІ ДАНІ.	164
Основні одинці системи СІ.	164
Позасистемні одиниці СІ.	165
Похідні одинці системи СІ.	166
Фундаментальні фізико-хімічні сталі.	166
Математичні сталі.	168
Значення параметри пружності під час розтягування для біотканин	168
Коефіцієнт загасання ультразвуку на частоті вимірювання ϑ	169
Міри деяких фізичних величин.	169

Теплопровідність деяких речовин.....	170
Коефіцієнти заломлення.....	171
Граничні кути повного відбиття.....	171
Теплофізичні властивості м'яса.....	172

ПЕРЕДМОВА

Вивчення біофізичних особливостей життєдіяльності організмів, зв'язаних з проходженням фізіологічних, фізико-хімічних, фізичних реакцій на клітинному, молекулярному, органічному та біосферних рівнях проживання. Так фізика, як наука пояснює будову, властивості, склад речовин, полів і сигналів та їх коливання в часі та просторі. Ціль біофізики освітлити процеси, що **протікають** в живому організмі. Звідси можна стверджувати, що біофізика – це фізика живих створінь. Основна ніша біофізики, як наука, лежить на межі біології та фізики. Складові біологічних процесів розглядаються та пояснюються з точки зору фізичних процесів, понять та закономірностей фізики. Проведені математичні та експериментальні моделювання ствердили вірність положень біофізики. Звідси від споглядання та спостереження, висунення гіпотези, знаходження підтверджуючих фактів, пропозиція тверджень та їх дослідне моделювання і перевірки – такий основний шлях до знаходження базових біофізичних законів та рівнянь.

Основні завдання біофізичного дослідження ґрунтуються на базовому фізичному формулюванні проблеми, що відповідають основним законам фізики, атомарно-молекулярній структурі біологічних речовин, фізичному характеру протікання енергетичних процесів їх взаємодії з навколишнім середовищем. Вірна постановка задачі біофізичної взаємодії, в великій мірі, стимулює правильне їх розв'язання. Зараз біофізика знаходиться на пріоритетному напрямку світового розвитку науки та інформаційно-технічного прогресу. Цей процес обумовлений щільною інтеграцією фундаментальних наук про природу з стрімким розвитком комп'ютерно – інтегрованих

технологій інформаційного прориву. Велика кількість світових наукових шкіл працюють над поглибленням біофізичних знань пізнання навколишньої дійсності.

Навчальний посібник «Біофізика: лабораторний практикум» є логічним продовженням підручника «Біофізика» та навчального посібника «Біофізика: практикум» і зорієнтований на практичне обґрунтування біофізичних закономірностей в біомеханіці та біоакустиці, гемодинаміці, енергетичних процесах в біологічних тканинах та квантовій біофізиці в дослідженні дії фізичних полів та сигналів на біосередовище. В кожному із розділів розглянуто декілька лабораторних робіт та занять, що пояснюють біофізику процесу.

Загальні вимоги проведення лабораторних занять та оформлення звіту

1. Перебування в приміщенні лабораторії особам, що не мають відношення до проведення лабораторних занять можливе тільки з дозволу викладача.
2. До проведення лабораторних робіт допускається студенти, які ознайомилися з правилами техніки безпеки та правилами поведінки у лабораторних приміщеннях університету.
3. У приміщення навчальної лабораторії не допускаються студенти у верхньому одязі, з їжею, напоями і т.д.
4. При проведенні лабораторних занять мобільні телефони повинні бути переведені в беззвучний режим або вимкнені.
5. Під час заняття студенти повинні мати протокол дослідження та бути в спеціальному одязі (білих халатах).
6. До виконання роботи допускаються студенти, які здали теоретичну частину протоколу лабораторної роботи.

7. У лабораторії категорично забороняється: вживати їжу, розміщувати на стендах для вимірювання, столах верхній одяг, сумки, габаритні особисті речі, виносити будь-яке обладнання з приміщення лабораторії.
8. Перед початком виконання лабораторної роботи студенти повинні ознайомитися зі стендом, системою, апаратом, приладом/лабораторним устаткуванням, розміщенням їх органів керування, а також з допоміжними інструкціями та схемами.
9. При проведенні роботи забороняється без викладача використовувати лабораторне обладнання, прилади та які мають зовнішні деформації чи пошкодження або не працюють, а також апарати, що не мають ні якого відношення до даної лабораторної роботи. При роботі з конкретним апаратом чи приладом обов'язково дотримуватись правил електробезпеки та техніки безпеки при роботі з ними.
10. При поганому самопочутті, а також при травмуванні (порізи, опіки) студенти повинні негайно повідомити про це викладача.
11. Після закінчення експерименту проводиться прибирання робочих місць.
12. В випадку виникнення в аудиторії чи лабораторії, під час заняття чи на перервах аварійних ситуацій (задимлення, різкий неприємний запах, пожежа, неприємні сторонні запахи, аварії електромережі чи водогону, тощо) зберігати спокій, не допускати панічних настроїв та дотримуватись порад та вказівок викладача.
13. Звіт з лабораторної роботи повинен бути індивідуальним, тобто надаватись на захист кожним студентом та містити: титульний аркуш; мету роботи; теоретичні відомості; формули, що використовуються в розрахунках, з описом величин їх розмірності,

що в них входять; всі проведенні розрахунки, таблиці, графіки; висновки, в яких аналізуються отримані експериментальні результати і причини можливого їх відхилення від теоретичних закономірностей; протокол досліджень, підписаний викладачем.

РОЗДІЛ 1. БІОМЕХАНІКА І БІОАКУСТИКА

Біомеханіка описує основні властивості живих тканин і органів (пружність, жорсткість, еластичність, міцність, пластичність, в'язкість та інші), механічні явища, що відбуваються в них, такі як процеси деформацій тканин і клітин, функціонування опорно-рухового апарата, скорочення і розслаблення м'язів, розповсюдження хвиль пружної деформації, транспортування рідких і газоподібних біологічних середовищ. Біоакустика описує різноманітні звукові коливання в процесах, рухах, станах, що відбуваються всередині будь-якого живого організму від клітини до високоорганізованих істот, які ритмічно повторюються (биття серця, біоритми коливання психічних станів, і т. ін.).

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА 1-1

Дослідження пружних властивостей біологічних тканин

Мета: Ознайомитись з теоретичними основами пружних властивостей біологічних тканин; отримати діаграми розтягнення біологічної тканини (ніготь, волос, еластинове волокно біологічних матеріалів тварин, кістка та інші), стискання (кістка, тканина нігтя, фантома пластику - дерев'яного зразка) та визначити основні показники механо-пружних властивостей тканин (модуль Юнга, межа міцності, залишкову деформацію); дослідити в'язко-пружні властивості біологічних тканин (плинності матеріалу).

Обладнання: біологічні об'єкти (ніготь, волос та інші), стенд та система для розтягування біологічної тканини.

1.1 Теоретичні відомості

Деформацією називають зміну форми або об'єму тіла під дією прикладених до нього сил. Існує пружна та пластична деформація.

Пружна деформація повністю зникає після припинення дії

зовнішньої сили, а відновлення первинної форми тіла відбувається внаслідок дії внутрішніх сил пружності, що виникають у тілі під час деформації. **Пластична деформація** - тіло залишається у деформованому стані після припинення дії зовнішньої сили.

Кількісною мірою деформації тіла є абсолютна та відносна деформації, що зображено на рис 1.1.

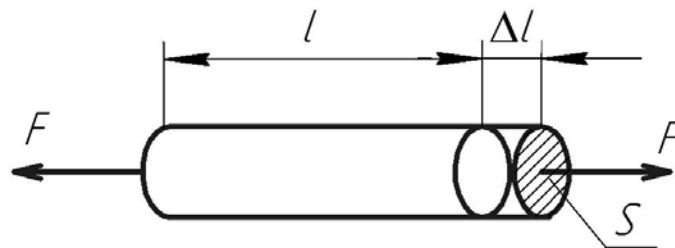


Рис.1.1 Деформація розтягу: F - прикладена сила S - площа поперечного перерізу, l - початкова довжина, Δl - абсолютна деформація.

Величина, яка характеризує розміри чи форму тіла, при деформації набуває якогось визначеного значення, то зміна цієї величини під дією прикладеної сили називається **абсолютною деформацією**, [м].

$$\Delta l = l_1 - l \quad (1.1)$$

Відношення абсолютної деформації до первісного значення називається відносною деформацією

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l} = \frac{l_1 - l}{l} \quad (1.2)$$

Діаграмою деформації називають графічне зображення експериментальної залежності зміни напруженості в зразку від його відносного видовження. Як відомо, значення механічного напруженості σ являє собою силу F , яка діє на одиницю площі

поперечного перерізу зразка S , [Па].

$$\sigma = \frac{F}{S} \quad (1.3)$$

Для лінійної деформації незначних розмірів виконується **закон Гука: напруженість, що виникла в зразку прямо пропорційна відносній зміні розмірів**

$$\sigma = E \cdot \varepsilon \quad (1.4)$$

Значення E в цьому виразі називається **модулем пружності Юнга**, що є однією з найважливіших характеристик пружних властивостей матеріалу і залежить від природи цього матеріалу.

Діаграми деформації суттєво відрізняються від різних біологічних тканин та технічних (металевих) зразків.

Розрізняються два типи діаграм, що умовно дотримання масштабів, ці діаграми наведені на (рис. 1.2). Для низки біологічних зразків (колаген, волосся, кістка, шкіра) при збільшенні деформацій їх жорсткість зменшується (рис. 1.2 а). Межа пружних деформацій порядку (5-10)%, після чого матеріал починає видовжуватися «текти» без помітного збільшення напруги, що прикладена до зразку.

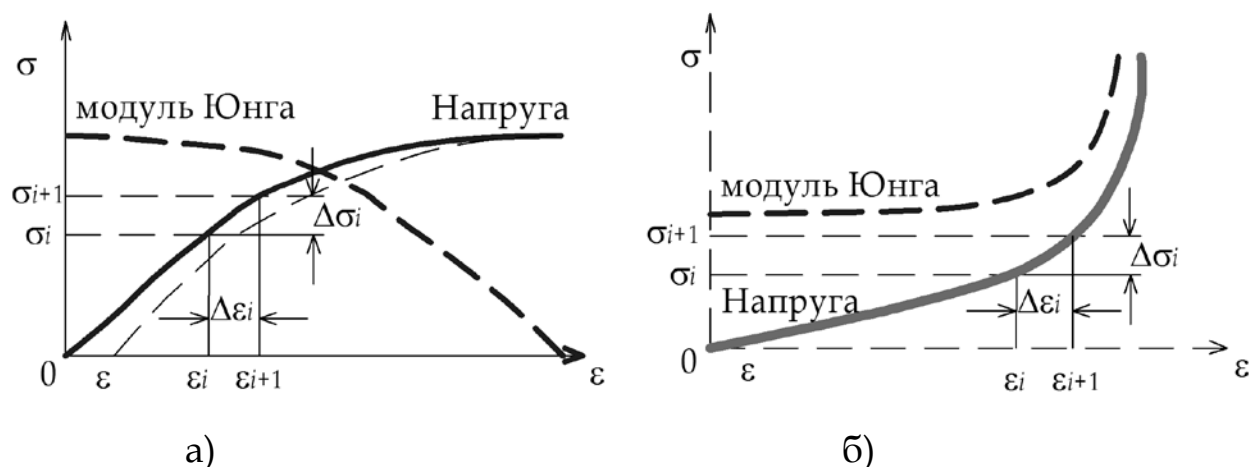


Рис. 1.2. Діаграма деформації розтягування: а) жорсткість зменшується; б) жорсткість зростає

Для інших біологічних зразків (еластин, м'яз, стінка судини) їх

жорсткість при розтягуванні різко зростає (рис. 1.2 б), такий характер спостерігається аж до початку руйнування зразка (наприклад для еластину подовженні зразка більш ніж в два рази, а для судини на (15 – 20%). Зона плинності на таких діаграмах виражена слабо.

Діаграми деформацій, отримані в діапазоні фізіологічних змінювань довжин, як правило, нелінійні тому користуються спеціальним - наведеним модулем Юнга ($E_{\text{нав}}$), який являється усередненою характеристикою пружних властивостей зразка:

$$E_{\text{нав}} = \frac{\sum_{(i)} E_i}{n}, \quad (1.5)$$

де E_i – ефективний або тангенціальний модуль Юнга [$\text{H}/\text{м}^2$], який визначається за формулою:

$$E_i = \frac{\Delta \sigma_i}{\Delta \varepsilon_i} = \frac{\sigma_{i+1} - \sigma_i}{\varepsilon_{i+1} - \varepsilon_i}. \quad (1.6)$$

В цій формулі $\Delta \sigma_i$ і $\Delta \varepsilon_i$ є відповідно зміна значення напруженості і деформації в довільно обраній точці на діаграмі розтягнення або стиснення зразка (рис. 1.2).

З формули (1.6) виходить, що модуль пружності Юнга в певній точці діаграми є похідна $d\sigma/d\varepsilon$ і чисельно дорівнює тангенсу кута нахилу дотичної, проведеної в цій точці. Закономірності змінювання модуля пружності Юнга для розглянутих діаграм деформацій наведені пунктиром на (рис. 1.2).

Залишкові значення деформації $\varepsilon_{\text{зал}}$ визначаються за розміром зразка після зняття діаграми деформації і скидання навантаження до нуля (тонка пунктирна лінія (рис. 1.2 а)).

Межа міцності σ_{max} визначається значенням максимальної напруженості, при якій відбувається руйнування матеріалу.

Прилад для вимірювання сили називається динамометром, де основною його частиною являється сталеві пружина, видовження якої в результаті деформації характеризує значення діючої сили (рис.1.3).

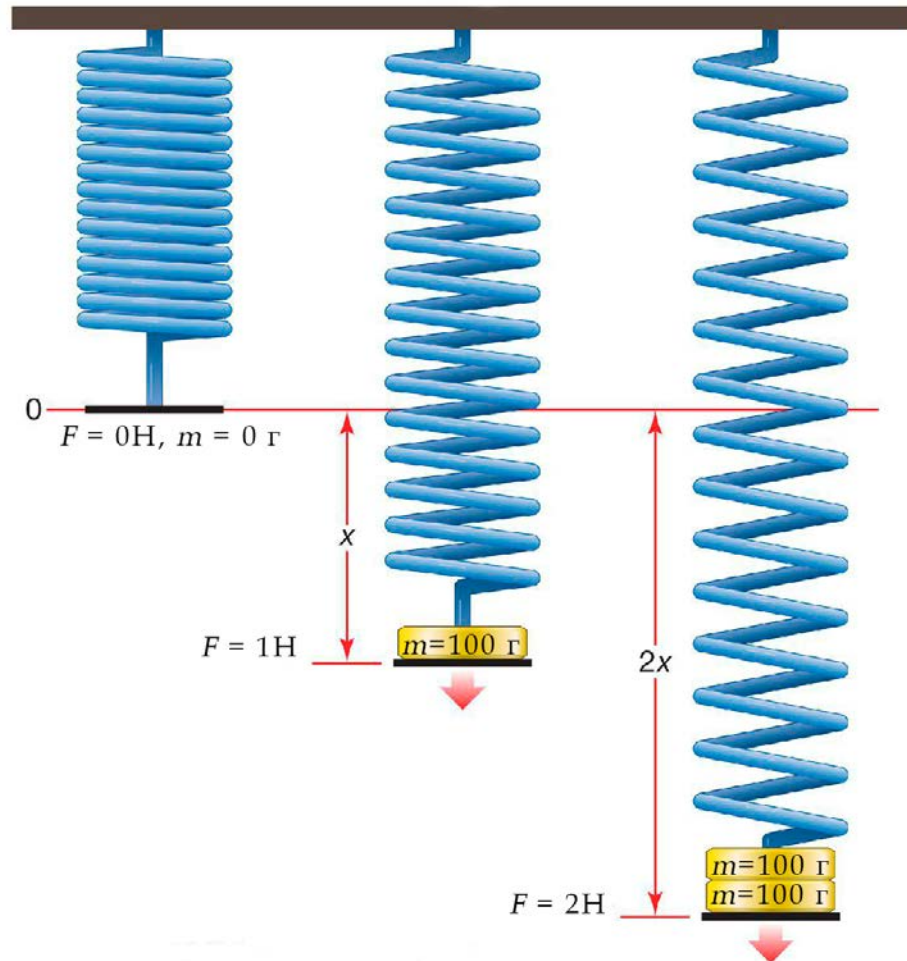


Рис.1.3 Деформація пружини

Закон Гука: у межах пружної деформації сила пружності прямо пропорційна абсолютному подовженню пружини

$$F = k \cdot \Delta l \quad (1.7)$$

де k - жорсткість пружини, одиниця жорсткості в системі СІ вимірюється відношенням одиниць [Н/м].

В міжнародній системі СІ сила має розмірність: Н (ньютон)= $\text{кг} \cdot \text{м} / \text{с}^2$. В системі СГС сила вимірюється в динах= $\text{г} \cdot \text{см} / \text{с}^2$.

1.2 Порядок виконання лабораторної роботи

1. Ознайомитися зі стандом для розтягування біологічної тканини (волоса, шкіри, м'язу чи інше), що зображений на рис.1.4

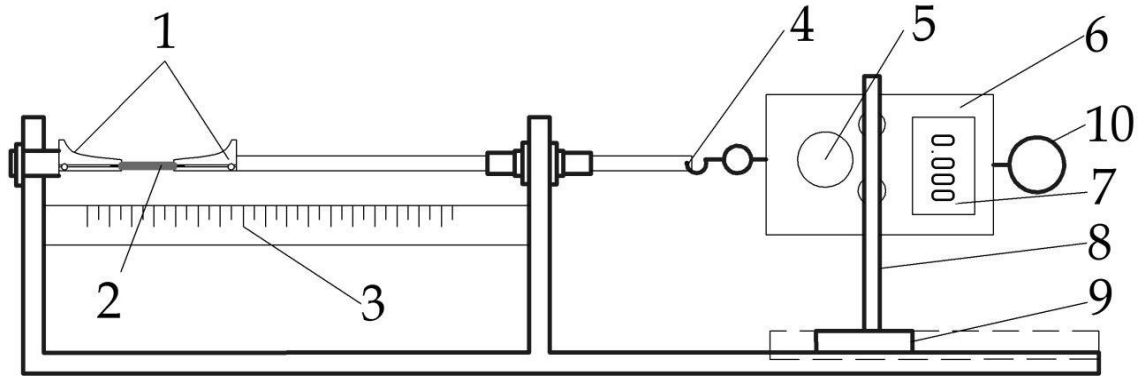


Рис. 1.4 Стенд для розтягування біологічної тканини: 1 -затискачі; 2 - біологічна тканина; 3 - шкала, проградуйована в см; 4 - фіксатор зв'язку з динамометром; 5 - кнопки управління; 6 - електронний пружинний вимірювач сили; 7 - дисплей; 8 - рухомий тримач; 9 - рухома опора, 10 - кільце для фіксації.

2. За допомогою вимірювальних інструментів (мікрометра, електронні ваги), що зображено на рис.1.5 встановити параметри біологічної тканини.



а)

б)

Рис.1.5. Інструменти для вимірювання: а) електронні ваги; б) мікрометр (0-25мм)

Розділ 1. Біомеханіка і біоакустика

Діаметр біологічної тканини $d_o =$ _____ [мм], площа перерізу тканини $S =$ _____ [м²], маса біологічної тканини $m =$ _____ [кг].

3. Закріпити біологічний об'єкт між двома затискачами 1 (нерухомим та рухомим). За шкалою 6 визначіть початкову довжину біологічної тканини $l =$ _____ [мм].

4. За допомогою кільця 10 задаємо величину зовнішньої сили F , що розтягує біологічну тканину, і яку можна змінювати, розтягуючи пружину в електронному пружинному вимірювачі сили 6. Фіксуємо значення зовнішньої сили на дисплеї 7 та за допомогою шкали 6 абсолютну деформацію та заносимо у таблицю 1.1. Поступово збільшуємо прикладену силу F та заносимо параметри до таблиці кожного значення сили вимірюйте довжину біологічного зразку (як приклад-волосся, шкіра, м'яз, ніготь та інші).

Таблиця 1.1 Результати параметрів розтягнення біологічної тканини

№ п/п	l [мм]	Δl [мм]	F [Н]	ε	σ [Н/м ²]	E [Н/м ²]

Якщо при деякій силі неможливо виміряти величину l (матеріал «тече»), то необхідно зменшити силу натягу до нуля, інакше біологічна тканина розірветься. Запам'ятайте значення наведеної сили $F_{нав}$.

Наведений модуль Юнга біометричного матеріалу: $E_{нав} =$ _____

Розділ 1. Біомеханіка і біоакустика

Проведіть необхідні розрахунки абсолютної та відносної деформації біологічної тканини, механічну напругу та модуль Юнга.



5. Побудуйте за отриманими даними таблиці 1.1 діаграму деформації біологічної тканини.



6. Ознайомитись зі стендом для визначення повзучості біологічної тканини, що зображений на рис.1.6

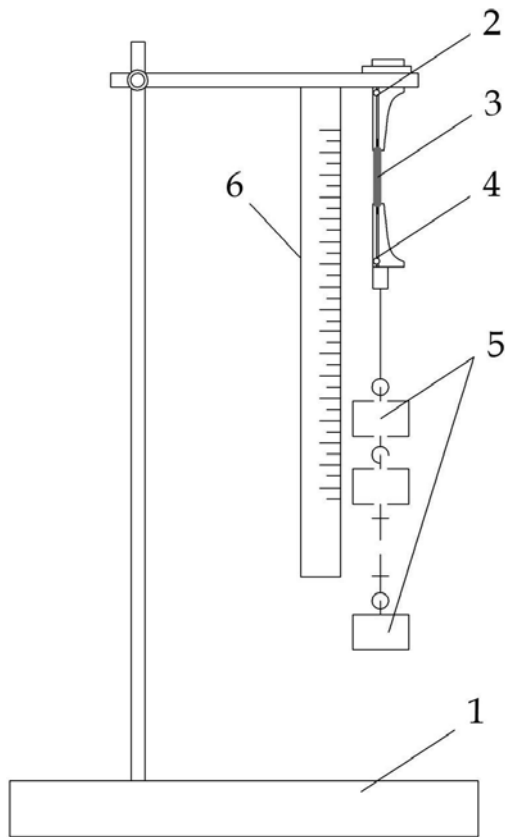


Рис.1.6 Стенд для визначення повзучості біологічної тканини:
1 - основа вертикального стенда;
2 - нерухомий затискач для закріплення біологічної тканини;
3 - досліджувана біологічна тканина;
4 - рухомий затискач;
5 - нормовані ваги;
6 - шкала градуйована в міліметрах,

7. За допомогою вимірювальних інструментів встановити параметри біологічної тканини: діаметр біологічної тканини $d_o = \text{_____} [\text{мм}]$, площа перерізу тканини $S = \text{_____} [\text{мм}^2]$, маса біологічної тканини $m = \text{_____} [\text{г}]$.

8. Закріпити біологічний об'єкт між двома затискачами 2 (нерухомий) та 4 (рухомий). За шкалою 6 знімають початкову довжину біологічної тканини $l = \text{_____} [\text{мм}]$.

9. Для різних сил $F_{\text{нав1}}$ і $F_{\text{нав2}}$ зніміть залежність від часу. Для цього встановіть нормовані ваги та фіксуйте час у міру подовження біологічної тканини (волосся) на величину Δl , (час фіксується при подовженні біологічної тканини в процесі повзучості: 5 мм, 10 мм, 15 мм....). Отримані дані занести в таблицю 1.2. Аналогічні вимірювання виконати і для іншої сили $F_{\text{нав2}}$.

Розділ 1. Біомеханіка і біоакустика

Таблиця 1.2. Результати повзучості біологічної тканини

№ п/п	Δl [мм]	t [с]	t [с]
		$F_{\text{нав1}} = \underline{\hspace{2cm}}$	$F_{\text{нав2}} = \underline{\hspace{2cm}}$

9. Побудуйте за отриманими даними криву повзучості для біологічної тканини.



Висновок:

Контрольні питання

1. Поняття про деформації. Види деформацій.
2. Закон Гука.
3. Модуль Юнга.
4. Коефіцієнт Пуассона.
5. Пружні властивості деяких біологічних тканин (колаген, еластин, кістка, стінки кровоносних судин).
6. Діаграма розтягнення для біологічної тканини та її основні зони і характеристичні точки.
7. Повзучість (плинність) біологічного матеріалу.

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА 2-1

Біомеханіка стопи. Оцінка пружних характеристик стопи

Мета: вивчити фізичні основи бароподометрії. Освоїти методику комплексної оцінки пружних характеристик стопи. Закон Гука. Принципи побудови бароподометра.

Обладнання: цифрова бароподометрична система аналізу руху, планшетного сканера стоп.

Теоретична частина

Біомеханічні властивості стопи

Біологічні тканини можуть витримувати значні деформації, що дуже відрізняється від деформації в техніці. Шкіра, наприклад, унаслідок подовження може досягати до 200 % первинної довжини.

Стопа, найбільш навантажена, перша ланка опорно-рухового апарату, здійснює первинний контакт з опорною площиною та перерозподіляє напрям та значення сили реакції опори на елементи, вище розміщених сегментів та виконує надважливу, амортизуючу ресорну функцію, гарантуючи стійкість нижньої кінцівки та надійне зчеплення з опорною поверхнею. Властивість стопи протистояти навантаженням забезпечується не тільки біомеханічною досконалістю, а і особливостями складових її тканин. В фізіологічній нормі із-за склепінчастої будови стопи та її особливій ресорній функції майже до 70% прискорень гасяться та амортизуються. Якщо відбувається нормальний розвиток опорно-рухового апарату людини розподіляться навантаження на стопу так (рис. 2.1): через тіло таранної кістки на п'ятковий бугор, потім на човноподібну і

клиновидну кістку, та на головки I–III плюсневих кісток, при цьому утворюючи зовнішню дугу поздовжньої форми.

Розглянемо біомеханіку стопи та її основні функції, приймаючи до уваги те, що ці функції в різних фазах циклу кроку різні. Так пом'якшення інерційного навантаження при бігу та ході виконується ускладненим комплексом суглобо-зв'язкового апарату, що з'єднує 26 основних кісток стопи, де виділяють поперечний звід та 5 поздовжніх кісток (рис. 2.1). Своєрідну аркоподібну ресору здатну скорочуватися та розправлятися утворюють п'яткова, таранна кістки та кістки передплюсни і плюсни. Так, в нормі, навантаження маси тіла рівномірно розподіляється на передній та задній відділи стопи. Вони з'єднані в кінематичний єдиний ланцюг міжсуглобовими зв'язками та еластичним потужним сухожиллям, що отримав назву - підшовний апоневроз. Цей апоневроз подібно пружині, розпластаний під навантаженням звід стопи повертає в нормальне положення.

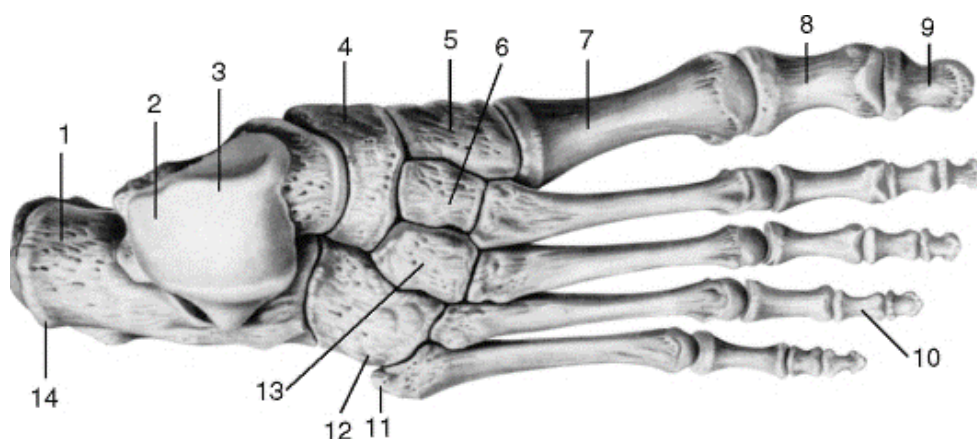


Рис. 2.1. Будова стопи людини: 1 – кістка п'яткова; 2 – блокове з'єднання таранної кістки; 3 – сама таранна кістка; 4 – кістка лад'євидна; 5 – кістка медійна клиноподібна; 6 – кістка проміжна клиноподібна; 7 – I кістка плюснева; 8 – фаланга проксимальна; 9 – фаланга дистальна (нігтьова); 10 – фаланга середня; 11 – горбистість кістки V плюснової; 12 – кістка кубовидна; 13 – кістка латеральна клиноподібна; 14 – бугор кістки п'яткової

Проведемо **постурологічне обстеження та клінічний аналіз руху** з ціллю об'єктивної оцінки впливу деформації стоп на стояння та ходу. Найбільш інформативними методами аналізу рухів є аналіз морфологічної структури стопи - **подоконтурометрія**, кількісна оцінка рухових можливостей - **стабілометрія** та оцінка функцій стопи в динамічному та статичному положеннях - **бароподометрія**. При **плоско-вальгусній деформації** стопи порушується форма і співвідношення кісток стопи та опорний вектор стопи зміщується латерально (до зовнішнього краю стопи) . Змінюється характер ходьби, посилюється динамічне навантаження на весь опорно-руховий апарат (рис. 2.2). Це явище обумовлене і слабкістю м'язів та зв'язок стопи.

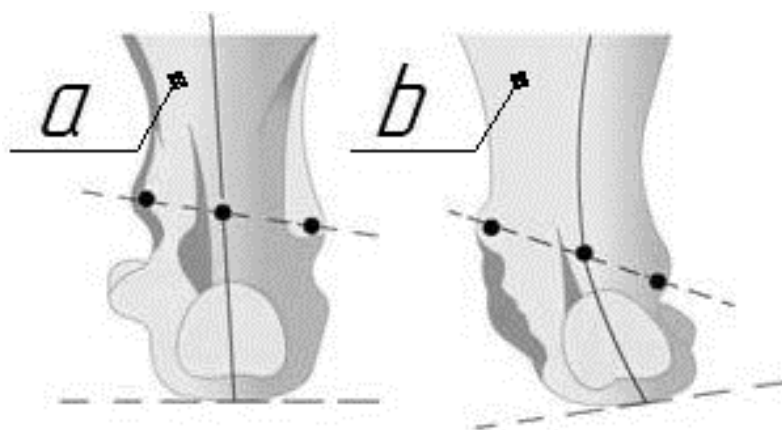


Рис. 2.2 Форми постановки стоп: а) нормальне положення; б) плоско-вальгусна деформація

Різноманітні деформації стоп, в тім числі і плоско-вальгусна, розглядається як первинна ланки при нестійкій ході, що впливає на зміну, до різноманітних уражень та порушення опорно-рухового апарату в цілому.

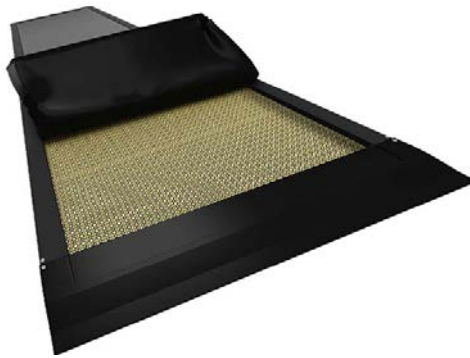
Бароподометрична система аналізу руху

Інструментальною базою дослідження обрано **цифрову біометричну систему аналізу руху**, яка складалася з планшетного сканера стоп, розмірами 0,55x0,39x0,09 м, та двох секційної бароподометричної платформи з розмірами 0,4x1,8x0,02м, з відповідним програмним забезпеченням (рис. 2.3). Основні технічні характеристики системи наведено в таблиці 2.1.

Таблиця 2.1 Технічні параметри біометричної системи аналізу стопи

Параметри	Бароподометрична платформа	Сканер планшетний
Значення похибки вимірювання	$\pm 5\%$	
Тип сканування	Матричний	
Величина роздільної здатності, dpi	x,y=9,6, z=16	1200·1200
Тиск на точку зони, Па/см ²	max 150	-
Значення частоти вимірювання, кадрів/с	min 30/max 100	-
Тип сенсору	датчик високорезистивний з активною матрицею	-
Кількість сенсорів на 1см ²	4	
Параметри розміру сенсору, мм	25	-
Режими сканування	-	- кольоровий (24 – 48 bit); - сірий (8 – 16 bit)
Площа сканування максимально допустима, см ²	-	1248
Параметри енергоживлення	AC input: 100-240V - 1.0A, 50-60Hz DC output: 12V - 2.5A	12 VDC, 20A, 24W, 50-60Hz
Операційна системама сумісна з	Windows 10 ^x 64 bit	
Тип інтерфейсу	USB 3.0	USB 2.0

Бароподометр призначений для вимірювання тиску підошовної поверхні стопи, дозволяє визначати зони максимального тиску, траєкторію загального центру мас та кожної кінцівки. **Планшетний сканер** призначений для оцінки морфофункціональної будови стопи.



а)



б)

Рис. 2.3. Цифрова біометрична система аналізу руху:
а) бароподометр; б) планшетний сканер стоп

Структурну схему системи цифрового бароподометричного аналізу руху наведено на рис. 2.4:

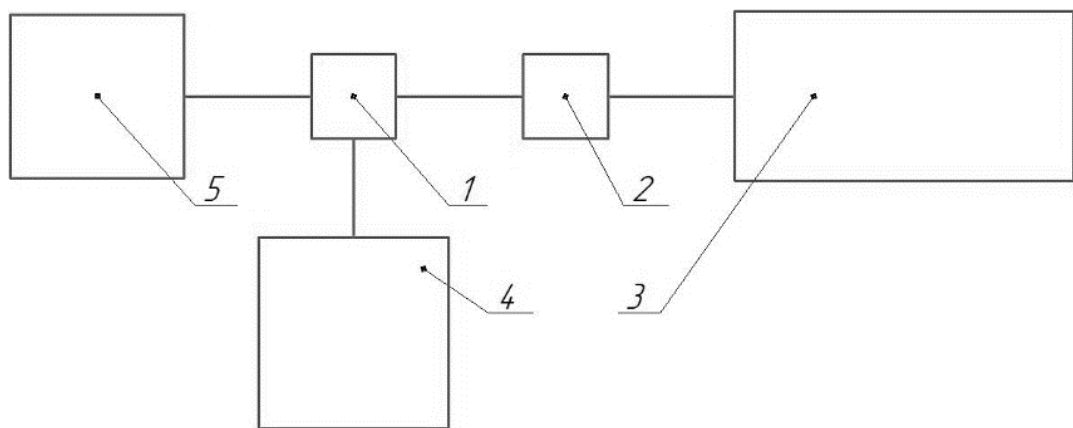


Рис. 2.4. Структурна схема бароподометричної системи аналізу руху:
1 – аналого-цифровий перетворювач; 2 – підсилювач;
3 – бароподометрична платформа; 4 – сканер стоп; 5 – персональний комп'ютер

Для дослідження скористаємося методом бароподометрії, об'єктивізуючи дослідження з врахуванням динамічної та статичної

Розділ 1. Біомеханіка і біоакустика

складових руху. Сам бароподометр складається з 4 активних та 4 пасивних модулів, розмірами 0,4 x 0,4 м. Загальна кількість сенсорів на платформі становить 25600, а в кожному активному модулі розміщено 6400 сенсорів. Загальна платформа працює у двох режимах: динамічному та статичному (рис. 2.4).

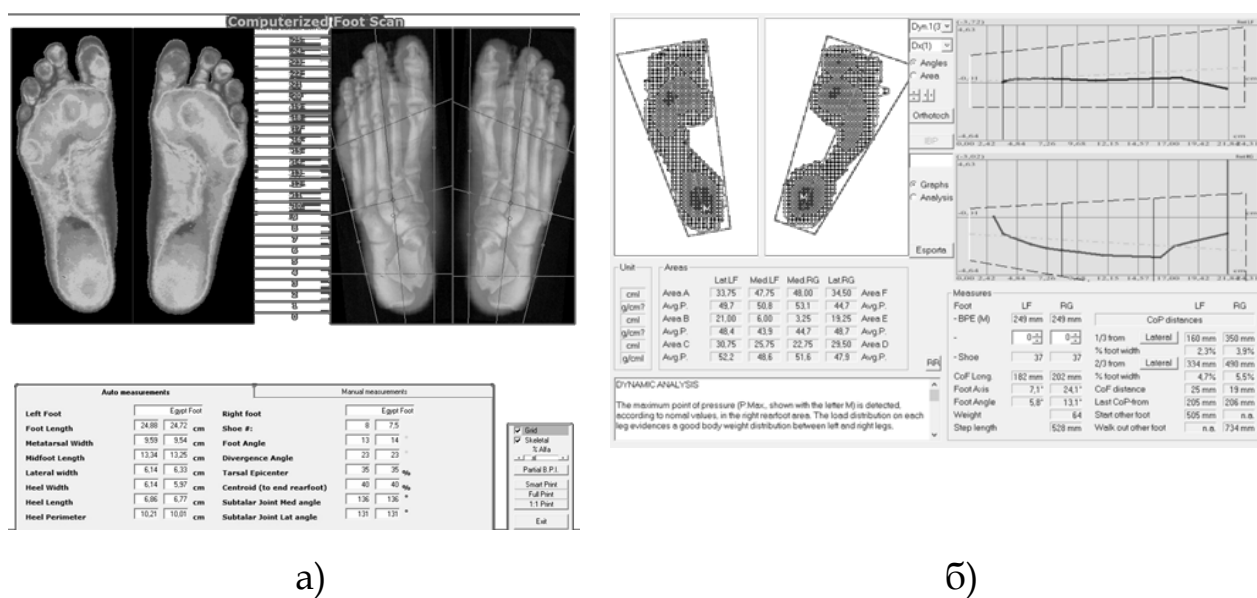


Рис. 2.4. Приклад результату ПЗ біометричної системи аналізу руху:
а) результат сканування стоп; б) результат бароподометричного дослідження

Бароподометрія статичного положення вимірює зони навантаження та їх розподіл, формує периметр опорного полігону, розраховує співвідношення відсоткові опорної поверхні та значення сили тиску, як варіант перенавантаження кінцівки чи ротацію тазу, визначає центри положення стопи та площу проекції центру тяжіння тіла та його зміщення.

Бароподометрія в динамічному режимі фіксує розподіл тиску при перекауті кожної стопи. Місцеположення точки приземлення, зон контакту та поштовху в нормі мають чітку послідовність, діапазон значень швидкості та сили. За графічним зображенням фаз руху

можна відслідкувати стадії стабільності суглобів, медіальні чи латеральні порушення руху. Відхилення в різниці руху, як приклад, колінного суглобу й центру мас стопи може призводити до розбалансованості або травми суглобів. В процесі вимірів фіксуються цикли руху з значенням часових інтервалів подвійної опори та моноопори. Вимірюються значення подовження стопи при динамічній опорі, її зміщення і розширення в передньому відділі під час руху та в статичному положенні.

Підготовка та порядок роботи системи

В якості об'єкту для даного дослідження необхідно відібрати дві групи обстежуваних: контрольну (умовну здорову) та досліджувану.

Для проведення дослідження необхідно:

- провести дезінфекцію робочих поверхонь апаратури;
- підключити кабель до розетки змінного струму з номінальною напругою 220 В;
- запустити відповідне програмне забезпечення;
- заповнити коротку анкету досліджуваного;
- провести калібрування системи (проводиться один раз перед проведенням дослідження);
- оператор розпочинає та завершує виконання тесту обираючи відповідну функцію програмного забезпечення;
- перший тест проводять в статичному положенні: обстежуваний знаходиться в позі стоячи, впираючись обома стопами ніг (рис.2.3 б) в робочу поверхню планшетного сканеру стоп. Реєструється значення довжини, ширини обох стоп та визначаються індивідуальні локалізації зон максимального тиску;

- наступний тест проводять при ходьбі, з використанням бароподометричної платформи (рис.2.3 а) для динамічного дослідження проводять в спокійному темпі (5-10) проходів звичайної ходьби та оцінюється зафіксовану траєкторія переміщення загального центру мас, структура графіків динамічних кривих, розподіл навантаження по підшовній поверхні. Даний програмно-апаратний комплекс дозволяє визначати основні просторово-часові параметри циклу кроку: каденцію (темп), періоди подвійної та одинокої підтримки, час та швидкість кроку, довжина напівкроку та кроку, індекс хромоти значення співвідношення фаз переносу обох ніг, а також величину розподілу параметрів навантаження та площі контакту між переднім та заднім відділами обох стоп, значення загального навантаження, відносне подовження стопи в динаміці та площу контакту обох стоп;

- оператор проводить обробку результатів дослідження;
- час процедури обстеження та досліджень складає 30 хвилин, процес аналізу результатів триває близько 15. Коефіцієнт корисної дії такого комплексу виробником не нормується, можливий алгоритм роботи може рекомендувати між кожними 5 пацієнтами бажано робити технологічні інтервали в 15-20 хв).

Обробка результатів вимірювання

1. Відповідно завданню розрахувати відносну деформацію стопи

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l_0}, \quad (2.1)$$

де Δl – зміна довжини зразка під дією зовнішньої сили (значення

в статичному положенні різниці в довжині стопи при ході);
 l_0 – первісна довжина зразка (довжина стопи в статичному положенні).

Для малих деформацій відносна деформація ε пропорційна напруженню σ :

$$\sigma = E \cdot \varepsilon, \quad (2.2)$$

де E – коефіцієнт пропорційності (модуль пружності), який чисельно дорівнює напруженню, що виникає за одиничної відносної деформації.

2. Для вивчення пружних характеристик стопи визначити коефіцієнт пропорційності (модуль пружності) та модуль Юнга. При нормальних навантаженнях стопа відчуває пружні деформації. Так при знятті навантаження, деформація стопи повністю зникає. У даній лабораторній роботі розглядається пружна деформація стопи у горизонтальній площині. Це відповідає одновимірним варіантом закону Гука. Значення модуля пружності в цьому випадку буде характеристикою ресорної функції стопи. При прикладенні навантаження по одній осі стопи відбувається зміна її лінійних розмірів і по інших осях, тобто при прикладенні вертикального навантаження (масою тіла людини) на стопу відбувається її розпластаність у фронтальній та сагітальній осях. Числовою характеристикою даної деформації є коефіцієнт k пружності:

$$k = \frac{m \cdot g}{\Delta l}, \quad (2.3)$$

де m – маса тіла; g – прискорення вільного падіння.

Для випадку одностороннього розтягу (стиску) модуль

Розділ 1. Біомеханіка і біоакустика

пружності називають модулем Юнга. Модуль Юнга розраховують за формулою:

$$E = k \cdot \frac{l}{S}, \quad (2.4)$$

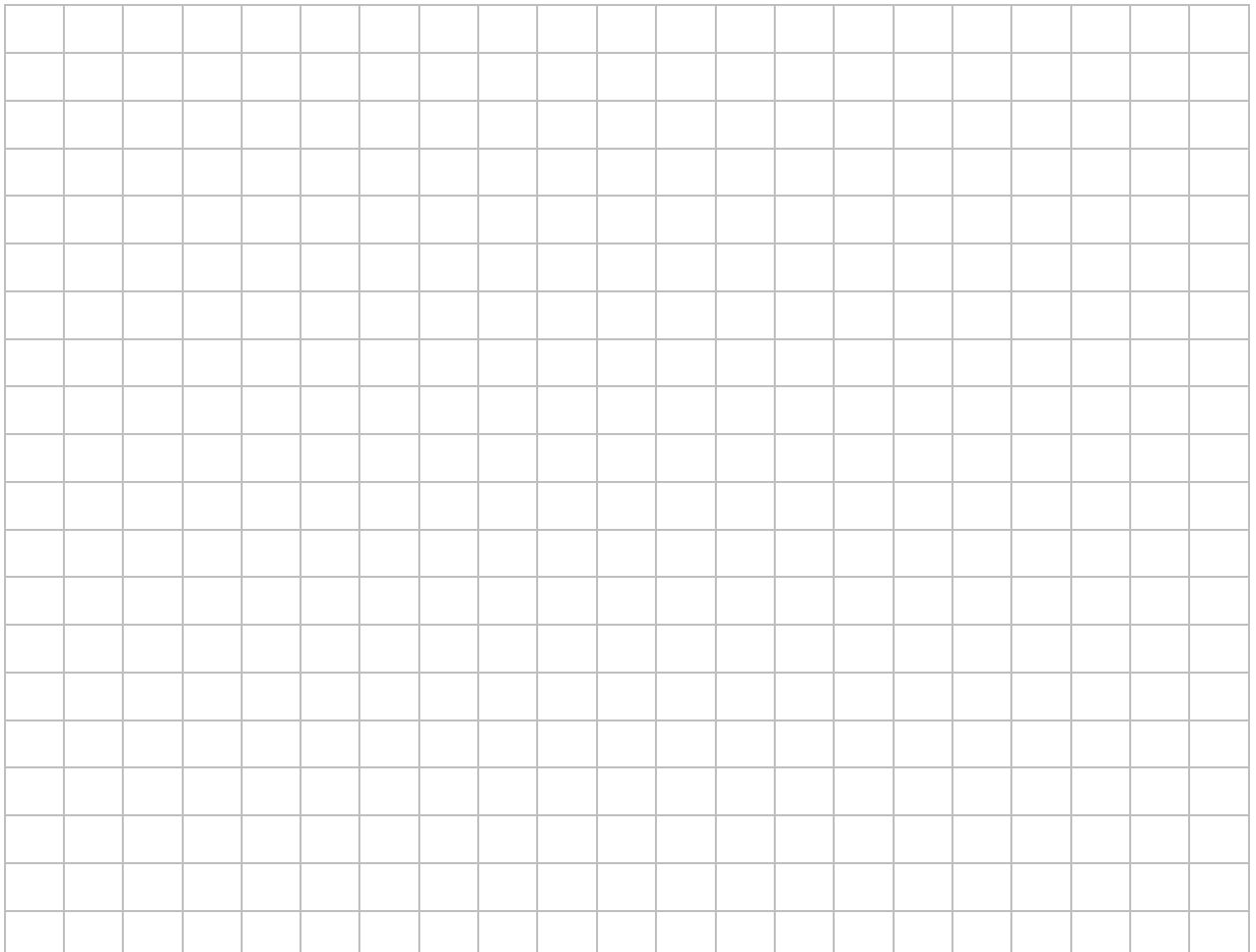
де S – середня площа опорної поверхні стопи.

Відповідно відносна деформація стопи буде складати:

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l} = \frac{\sigma}{E} = \frac{F}{E \cdot S}. \quad (2.5)$$

З виразу 2.5 випливає **закон Гука**: подовження (стиснення) стрижня унаслідок пружної деформації пропорційне силі, що діє на цей стрижень:

$$F = \frac{E \cdot S}{l} \cdot \Delta l = k \cdot \Delta l. \quad (2.6)$$

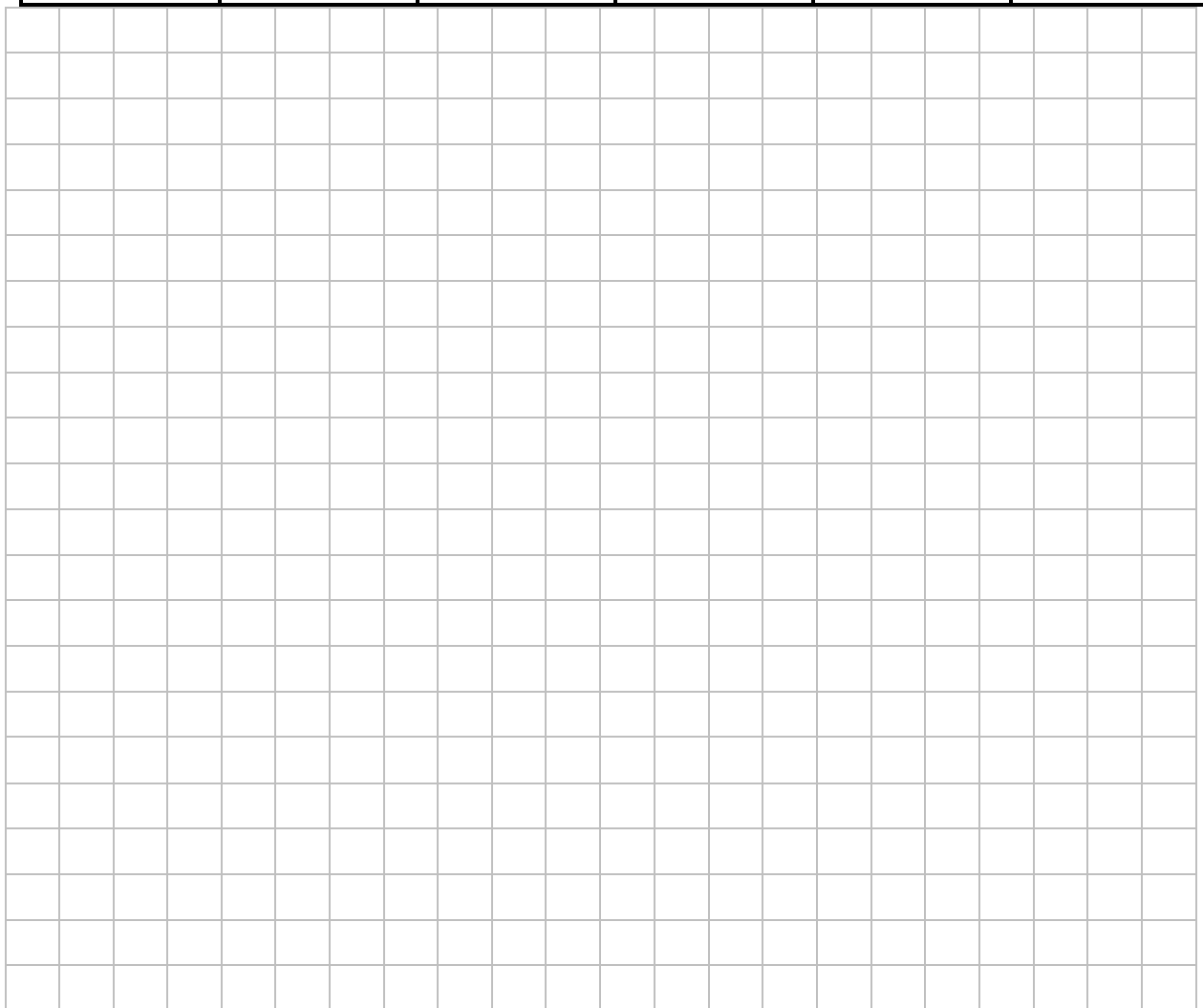


Розділ 1. Біомеханіка і біоакустика

Результати досліджень занесіть в таблиці 2.2 та 2.3.

Таблиця 2.2 Результати оцінки пружних характеристик стопи
контрольної групи

№	ε	σ	k	E	F
Сер. знач					



Розділ 1. Біомеханіка і біоакустика

Таблиця 2.3. Результати оцінки пружних характеристик стопи досліджуваної групи

№	ε	σ	k	E	F
Сер. знач					

Порівняйте отримані результати та побудуйте графіки залежності

Висновок:

Контрольні питання

1. Біомеханічна будова та властивості тканин стопи.
2. Біомеханіка стопи та її функції.
3. Які існують методи аналізу рухів стопи.
4. Що таке подоконтурометрія?
5. Бароподометрична система аналізу руху. Структурна схема.
6. Технічні параметри бароподометру та планшетного сканеру стоп.
7. Що таке коефіцієнт пружності?
8. Закон Гука. Модуль Юнга.
9. Відносна деформацію стопи

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА 3-1

Акустичні коливання як фізичне явище, їх характеристики та властивості. Механізм дії акустичних коливань на біологічні тканини

Мета: Ознайомлення з фізико-технічними принципами дослідження акустичними методами в медицині. Вивчити основні характеристики та властивості акустичних коливань. Ознайомитись з механізмом дії акустичної хвилі на біологічний об'єкт.

Обладнання: схема акустичної решітки відповідно варіанту; технічні характеристики та вихідні параметри для моделювання фокуси акустичного поля; програмний комплекс T-Array з графічним інтерфейсом для розрахунку і моделювання акустичного поля.

Теоретичні відомості

Фізичні характеристики та властивості акустичних коливань

Акустичні коливання розділяються по частоті на – інфразвукові від самих малих до 16 Гц, звукові в діапазоні 16 - 20000 Гц та ультразвукові - від 20 кГц і до самих високих частот.

У рідинах і газах УЗ хвиля поширюється в напрямку коливального руху частинок (поздовжня хвиля). При поширенні поздовжньої хвилі в середовищі виникають послідовно області стиснення і розрідження частинок середовища, як показано на рис.3.1.

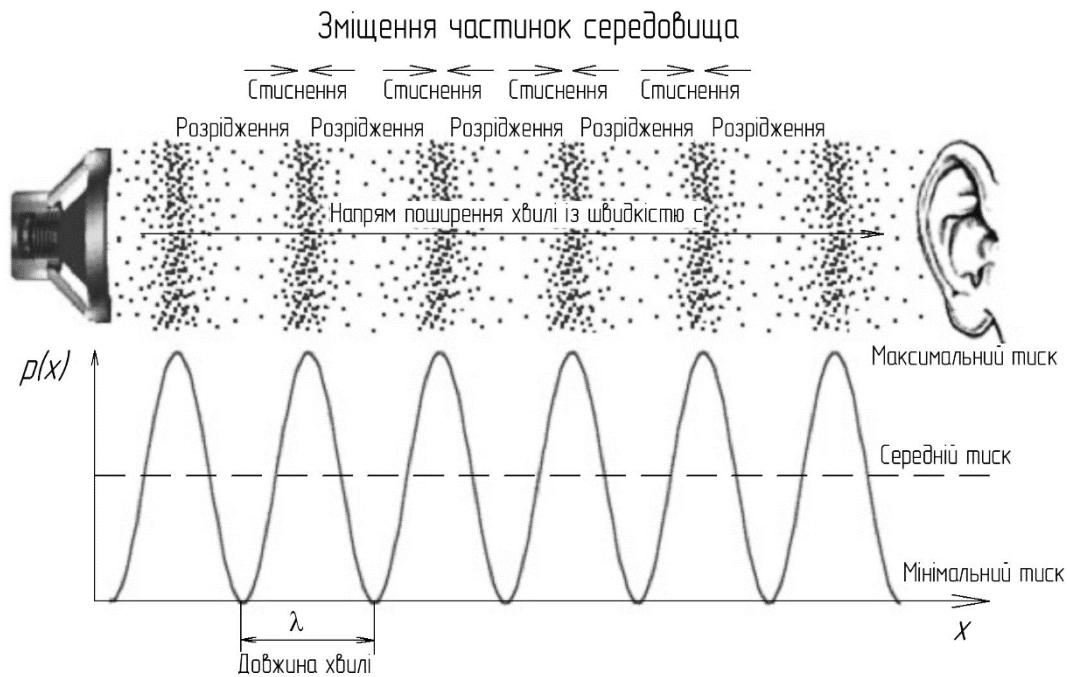


Рис. 3.1. Поздовжні акустичні коливання в пружному середовищі; чергування зон стиснення і розрідження; зміна тиску $p(x)$ в різних областях середовища залежно від координати x .

У твердих тілах і щільних біотканинах крім поздовжніх деформацій, виникають також і пружні деформації зсуву, зумовлюють появу поперечних хвиль. В цьому випадку частинки здійснюють коливання перпендикулярно напрямку поширення хвилі.

Крім **плоских** хвиль, що мають плоский фронт хвилі (рис. 3.2.в) бувають **сферичні** хвилі (рис. 3.2.а), які створюються сферичним чи точковим джерелом. Для цих хвиль фронт хвилі має сферичну форму. Виникають і **циліндричні** хвилі (рис. 3.2.б) з фронтом у вигляді циліндричної поверхні.

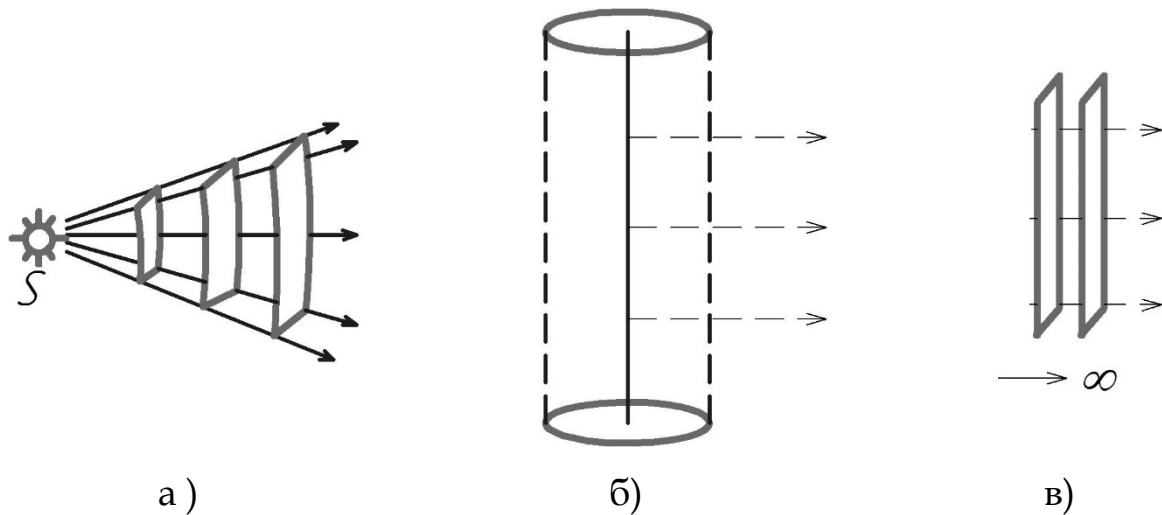


Рис. 3.2. Типи акустичних хвиль з напрямки поширення :
а– сферичні, б – циліндричні, в – плоскі.

На практиці, в чистому вигляді циліндричні , плоскі, сферичні хвилі зустрічаються не так часто, в більшості випадків зустрічається комбінація різних типів хвиль. Реально тільки в малих об'ємах простору можна зафіксувати одну з перерахованих типів хвиль.

Фізичні характеристики акустичних хвиль

Застосування акустичних хвиль залежить від його фізичних характеристик, які спеціаліст, який працює з ультразвуковою апаратурою повинен знати і розуміти.

Довжина хвилі λ - це відстань між двома точками хвилі, фази яких відрізняються на 2π або відстань, яку проходить фронт хвилі (або хвильова поверхня) за час, що дорівнює періоду коливань T :

$$\lambda = CT = C/f \quad (3.1)$$

C - швидкість розповсюдження акустичної хвилі;

f - частотою коливань.

З формули (3.1) можна зробити висновок, що з зростанням частоти ультразвуку скорочується довжина хвилі λ .

Розділ 1. Біомеханіка і біоакустика

Довжина хвилі визначає таку важливу характеристику діагностичних УЗ систем, як роздільна здатність, характеризуючи можливість системи відтворювати дрібні деталі в діагностичному зображенні.

Роздільна здатність це мінімальна відстань між двома об'єктами, при якому вони реєструються на екрані приладу як окремі структури. Розрізняють аксіальну (вздовж променю) і латеральну (перпендикулярно до нього) роздільну здатність (таблиця 3.1).

Таблиця 3.1. Характеристики лінійних датчиків для різних частот

Частота, МГц	Аксіальна роздільна здатність, мм	Латеральна роздільна здатність, мм
3,0	1,1	2,8
10,0	0,3	1,0

Аксіальна залежить від довжини хвилі: якщо відстань між двома точками об'єкта більше довжини хвилі, то на екрані вони сприймаються як окремі об'єкти; якщо менше, то їх зображення зливаються.

Латеральна обумовлена шириною ультразвукового променю: якщо вона перевищує відстань між двома точками об'єкта, то їх зображення на екрані сприймається разом, а якщо менше, то роздільно.

Чим вище частота, тим краще може бути роздільна здатність, тобто тим дрібніше можуть бути деталі, що відображаються діагностичною системою, і тим краще якість зображення. Наприклад, ультразвук з високою частотою (5 МГц і вище) сильніше загасає при поширенні в біологічних тканинах, що істотно знижує глибину досліджень на високих частотах.

Дифракція це явище спостерігається якщо є перешкода на шляху проходження хвилі менше $1/4$ довжини хвилі, тоді хвиля від нього не відбивається і за ним не виникає тіні.

Акустична хвиля здатна відбиватися від об'єктів за умови, що їх величина становить не менше $1/4$ довжини акустичної хвилі. Тобто якщо розмір тіла 0,1 м то це не буде перешкодою для звукової хвилі з довжиною 2м, але стане перешкодою для акустичної хвилі з довжиною 0,5 мм, при цьому виникне відображена акустична хвиля, а за тілом виникне її акустична тінь.

Інтерференція це явище посилення або ослаблення хвиль які перетинаються в процесі накладення одна на одну в різних ділянках середовища в результаті проходження акустичних хвиль через об'єкт. Результат інтерференції буде залежати від співвідношення фаз коливань в даному місці середовища. Якщо акустичні хвилі досягають певного ділянки середовища в однакових фазах (синфазно), то амплітуда акустичних коливань в цьому місці збільшується. Якщо в протифазі, то зменшується.

Розсіювання – фізичне явище появи великої кількості змін напрямку розповсюдження акустичних коливань, обумовлене малими неоднорідностями біологічного середовища з чисельними відбиттями та заломленнями.

Заломлення – фізичне явище зміни напрямку розповсюдження акустичних коливань при перетину одного середовища в друге, що може спричинити геометричні спотворень в отриманому зображенні.

Поглинання – це фізичне явище, яке супроводжується переходом енергії акустичних коливань в другі види енергії, такі як тепло, що може бути обумовлено в'язкістю середовища.

Відбиття – фізичне явище, зміни напрямку поширення хвиль при зустрічі з перепорою. По параметрам відбиття отримується інформація про характеристики досліджуваних тканини. Відбиті хвилі в акустодіагностиці сприймаються датчиком та використовується в джерело інформації.

При умові, що швидкості звуку в середовищах, які пронизуються акустичними коливаннями, не рівні ($C_1 \neq C_2$), то має місце, зміна кута заломлення хвилі. Так кути падіння α та заломлення β зв'язані між собою співвідношенням Снелля:

$$\sin \beta / \sin \alpha = C_2 / C_1, \quad (3.2)$$

При значеннях швидкості $C_2 > C_1$, кут β в другому середовищі більший за кут α , а при меншій швидкості $C_2 < C_1$ кут β в другому середовищі менший за кут α .

При проходженні акустичними коливаннями межі з різних м'яких тканин, то кут заломлення невеликий із-за невеликої різниці в них швидкостей звуку.

Інтенсивність хвилі I це щільність потоку енергії хвилі Φ , що дорівнює значенню кількості енергії, що проходить за одиницю часу через одиничну площадку S :

$$I = \frac{\Phi}{S} \quad (3.3)$$

Інтенсивності УЗ хвиль, що застосовуються в медицині (табл.3.2), підрозділяються на три інтервали:

мала - 0,05 - 0,6 Вт/см²,

середня - 0,6 - 1,2 Вт/см²

велика - понад 1,2 Вт/см²

а в біологічних дослідженнях до 1000 Вт/см².

Таблиця 3.2. Застосування акустичних хвиль з різною інтенсивністю

Частота	Інтенсивність	Час експозиції	Використання
0,1-1 МГц	до 2 Вт/см ²	хвилини	Терапія
1-10 МГц	0,1 – 50 мВт/см ²	хвилини	Діагностика
1-10 МГц	до 1 кВт/см ²	секунди	Хірургія

Інтенсивність I пов'язана з звуковим тиском p співвідношенням

$$I = \frac{p^2}{2\rho C} \quad (3.4)$$

де ρ - щільність біологічного середовища, C - швидкість звуку.

Звуковий тиск це змінний тиск, що з'являється при поширенні УЗ хвилі в середовищі, де виникають області стиснення і розрідження.

$$p = p_0 + A p \omega \cdot \cos[\omega(t - x / c)] \quad (3.5)$$

де p_0 - тиск в середовищі при відсутності хвилі, $A p \omega$ - амплітуда змінного акустичного тиску.

Одною із самих важливих характеристик біологічного тканини є її **акустичний опір** Z , який обраховується як добуток швидкості звуку C і в ній на щільність біологічної тканини ρ :

$$Z = \rho C. \quad (3.6)$$

Відображення УЗ на межі розділу середовищ характеризується коефіцієнтом $K_{відб}$ відбиття:

$$K_{відб} = p_{відб} / p_{пад}, \quad (3.7)$$

де $p_{пад}$ і $p_{відб}$ – значення величин тиску падаючої і відбитої УЗ хвиль відповідно.

При перпендикулярному падінні ультразвукової хвилі на плоску

межу середовищ коефіцієнт $K_{відб}$ обчислюється за допомогою виразу

$$K_{відб} = \left| \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right|. \quad (3.8)$$

Тут Z_2, Z_1 – акустичні опори двох межуючих середовищ, а знак модуля ($| |$) вказує, що до уваги береться їх абсолютна величина (позитивна) з обрахованого відношення.

Енергія E падаючої ультразвукової хвилі розподіляється між заломленою і відбитою хвилями. Енергія відбивання ($E_{відб}$) і заломленої ($E_{зал}$) хвиль розраховуються через коефіцієнт відбиття $K_{відб}$ ($0 < K_{відб} < 1$):

$$E_{відб} = K_{відб} E, \quad E_{зал} = (1 - K_{відб}) E \quad (3.9)$$

Поглинання УЗ хвилі відбувається при її поширенні в середовище, що володіє в'язкістю і теплопровідністю, тобто в міру віддалення від джерела її енергія зменшується.

Величину поглинання можна характеризувати коефіцієнтом поглинання, який показує, як змінюється інтенсивність ультразвуку в опромінюється середовищі.

$$I = I_0 e^{-kh}, \quad (3.10)$$

де I - інтенсивність УЗ хвилі на глибині проникнення h , I_0 - інтенсивність УЗ хвилі у поверхні речовини, k - коефіцієнт поглинання, що залежить від щільності, густини середовища та частоти УЗ хвилі.

Коефіцієнт проникнення УЗ хвилі в інше середовище дорівнює відношенню інтенсивності

$$\beta = I_2 / I_1 = 1 - K_{відб} = (4C_1\rho_1 / C_2\rho_2) / (C_1\rho_1 / C_2\rho_2 + 1)^2, \quad (3.11)$$

де I_2 - інтенсивній заломленої хвилі, I_1 - інтенсивній падаючої хвилі.

В медичних дослідженнях поглинання УЗ хвилі оцінюється

глибиною напівпоглинання:

$$I = I_0 2^{-h/H}, \quad (3.12)$$

де H – глибина напівпоглинання це глибина на якій інтенсивність УЗ хвилі зменшується вдвічі, h – глибині проникнення.

В таблиці 3.3. наведені значення коефіцієнта поглинання і глибини поглинання на різних частотах для біологічних тканин.

Таблиця 3.3. Значення коефіцієнта поглинання на різних частотах в різних біологічних середовищах

Тканина	f (МГц)	k (см ⁻¹)	H (см)
Вода	1	0,001	350
	2	0,004	90
Кров	1	0,01	17
Плазма крові	0,87	0,02	17
	1.7	0,04	8,7
Хрящова тканина	3	1,45	0,24
	5	2,2	0,16
Шкіра	3	0,85	0,41
	5	1,05	0,33
Жирова тканина	0,8		6,8
М'язова тканина	0,8		3,6
Кісткова тканина	0,88	0,71	0,5
	2,64	6,3	0,055
	4,5	9,2	0,038

Розсіювання ультразвуку - це фізичне явище спостерігається коли в середовищі ультразвук відхиляється по всім напрямкам за рахунок неоднорідності середовища.

Використання акустичних коливань в медицині

Акустичні хвилі в медичній практиці знаходить виключно широке застосування: кардіологія, хірургія, стоматологія, урологія, акушерство, гінекологія, педіатрія, офтальмології абдомінальної

патології та інших областях медичної практики. УЗ використовується в діагностиці, терапії, лікуванні, приготування ліків, очищення та стерилізації інструменту і препаратів тощо.

Використання ультразвуку в терапії обумовлено трьома факторами впливу: механічний, термічний та фізико-хімічний.

Механічний вплив внаслідок дії звукової хвилі відбуваються коливальні мікрорухи клітин, що обумовлює: на клітинному рівні вібромасаж тканин та посилення обмінних процесів в тканинах за рахунок підвищення проникності клітинних мембран.

Термічний вплив відбувається внаслідок коливання клітин, що значно прискорює обмінні процеси в тканинах та призводить до деякого місцевого підвищення температури і посилення кровотоку, зменшення застійних явищ в тканинах, зменшення рубців і інфільтратів.

Фізико-хімічний вплив це результат термічного впливу, де прискорення синтезу біологічно активних речовин приводить до посилення їхнього сумарного впливу на організм.

Ультразвукова діагностика (УЗД) це неінвазивний метод діагностики, що ґрунтується на принципі відбиття ультразвукових хвиль, які генерує датчик, межами середовищ біологічних тканин людини, які мають різну ультразвуковою проникністю, що залежить від акустичного опору, та зворотнім їх сприйняттям для побудови комп'ютерного зображення внутрішніх органів (тканин). Принцип утворення зображення на моніторі показаний на рис.3.3.

З ультразвукового датчику механічна енергія передається в тканини шляхом створення в них коливань, які поширюються крізь тканини. В різних біологічних тканинах швидкість проходження

коливань різна, що пов'язано з акустичним опором, щільністю даної тканини та її товщиною.

Час між імпульсами випромінювання і поверненням ехо сигналу визначає глибину, а значення інтенсивності Ехо ехосигналу визначає рівень сірого кольору в зображенні на екрані.

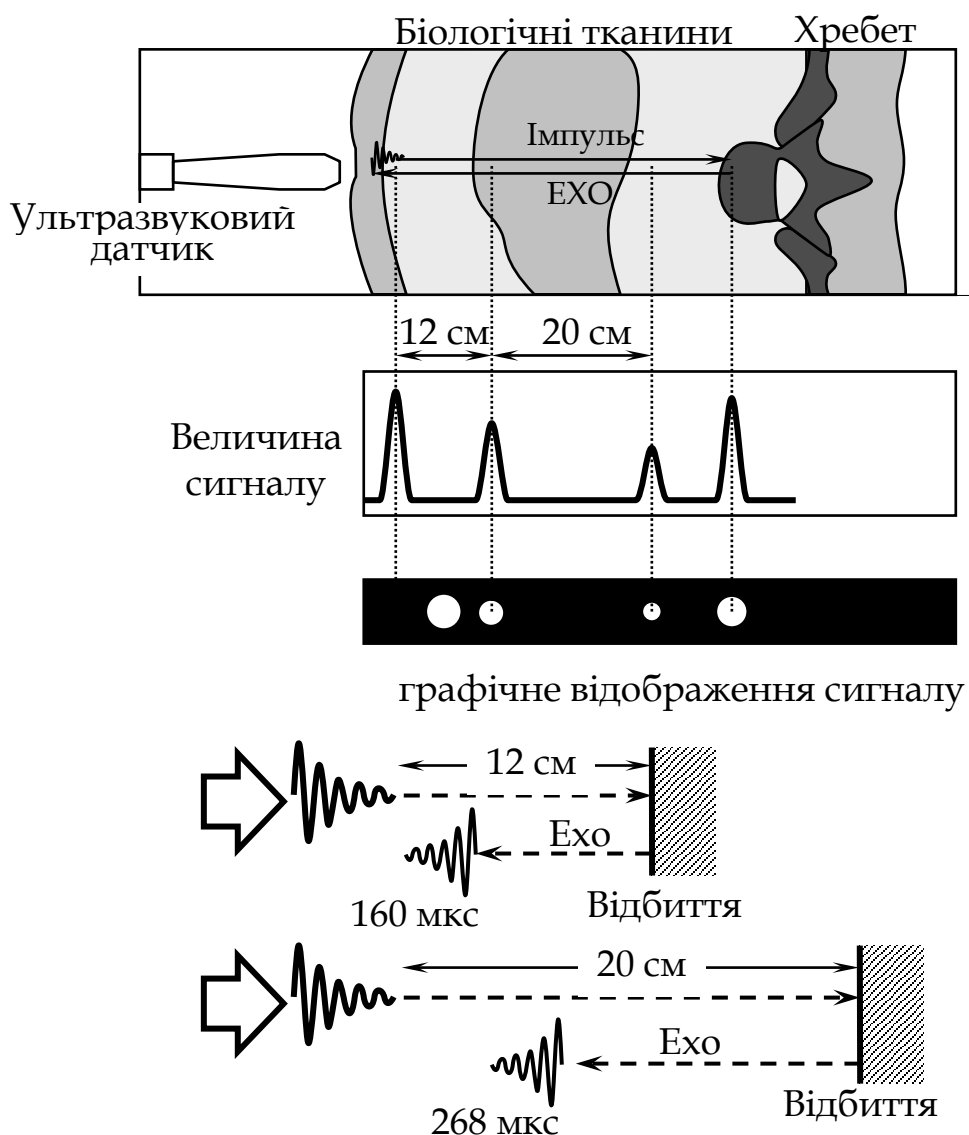


Рис.3.3. Принцип формування ультразвукового зображення

Використання ультразвуку для неінвазивного локального руйнування тканин (пухлин, каменів) за допомогою п'єзоелектричного випромінювача, що є безболісним та безшумним,

та реалізується фокусуванням зон сферичного рефлектора, на поверхні якого розміщено чимала кількість випромінювачів з «пластинок» п'єзоелектричної кераміки (рис.3.4), що здатні формувати ударнохвильові імпульси.



Рис.3.4. П'єзоелектричний генератор ударних хвиль:
а) розміщення п'єзокристалів; б) механізму фокусування.

Так як ультразвукова хвиля легко проникає всередину тіла, (поперечний розмір пучка в фокусі при цьому досить малий близько 2,53 мм) і її можна сфокусувати на пухлині чи каменю для ефективного руйнування невеликих каменів (5-10 мм) та руйнування пухлин різної етіології. У точці фокуса в м'яких тканинах відбувається перегрів і дуже високий тиск, що спричиняє денатурацію білка, внаслідок чого пухлина (камінь) руйнується, та дає можливість неінвазивним способом (без надрізів шкірного покриву і тканин) провести медичне втручання з знешкодженням каменю.

П'єзоелектричний генератор ударних акустичних хвиль складається з решітки п'єзокристалів, що представлено на рис.3.5. Тиск, що створюється акустичною решіткою представляє собою суму акустичних полів кожного з елементів:

$$p(r) = \sum_j p_j(r, t) \quad (3.13)$$

де $p_j(r, t)$ - комплексна амплітуда акустичного тиску, що утворюється елементом в точці спостереження r

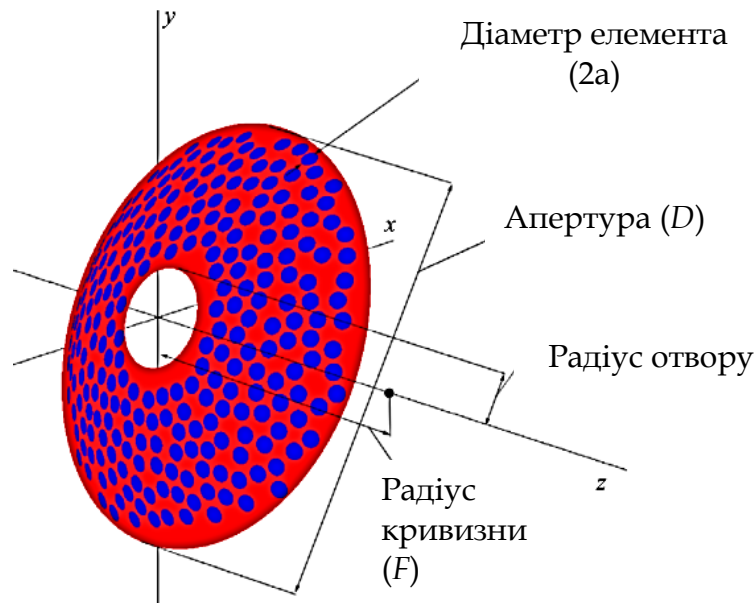


Рис.3.5. Акустична решітка

Комплексна амплітуда акустичного тиску $p_j(r, t)$, що утворюється елементом в точці спостереження r в момент часу t становить:

$$p_j(r, t) = -\frac{i\omega\rho_0 e^{-i\omega t}}{2\pi} \int_{S_j} \frac{v_n(r') e^{ikR}}{R} dS', \quad (3.14)$$

де ρ_0 - щільність середовища; $k = \omega / c_0$ хвильове число; ω - циклічна частота випромінювача; c_0 - швидкість звука; S_j - поверхня випромінювача; v_n - амплітуда нормальної складової швидкості коливання в точці r' поверхні; dS' - елемент поверхні з центром вказаної точки; $R = |r - r'|$ - відстань між вказаним елементом до точки спостереження.

Порядок виконання лабораторної роботи

1. Відповідно до варіанту роботи провести моделювання в програмі T-Array акустичних полів багатоелементних решіток для ультразвукового неінвазивного впливу на біологічні тканини.

1. Відкрити програму T-Array для вводу параметрів (рис.3.6) та 3D графічним інтерфейсом (рис.3.7) для аналізу ультразвукових полів. Даний програмний комплекс розроблений для розрахунку ультразвукових полів багатоелементних фазованих решіток.

Відповідно свого варіанту задати параметри акустичної решітки, положення фокусу та характеристики біологічного середовища.

The screenshot shows a software window titled "Ввод параметров" (Parameter Input). It contains several input fields and sections for configuring the simulation:

- Характеристики решетки:** Includes fields for "Апертура (D):" (17 см), "Радиус кривизны (F):" (13 см), "Рабочая частота:" (1 МГц), "Радиус элемента (a):" (0.35 см), and "Радиус отверстия:" (2 см).
- Характеристики среды:** Includes fields for "Плотность:" (1000 кг/м³) and "Скорость звука:" (1500 м/с).
- Положение фокуса:** Includes fields for "Координаты фокуса:" with x (0), y (0), and z (13) coordinates in cm.
- Давление на элементе:** A radio button is selected, with a value of 0.25 МПа.
- Интенсивность на элементе:** A radio button is unselected, with a value of 2.0833 Вт/см².
- Массив положений элементов:** A text field contains the path "C:/Users/Public/T-Array/Elements_Hand_Gavrilov.txt".
- Buttons:** "Обзор" (View), "Продолжить" (Continue), "Справка" (Help), "О программе" (About), and "Ввести данные для примера" (Enter example data).

Рис.3.6. Вікно вводу параметрів акустичної решітки

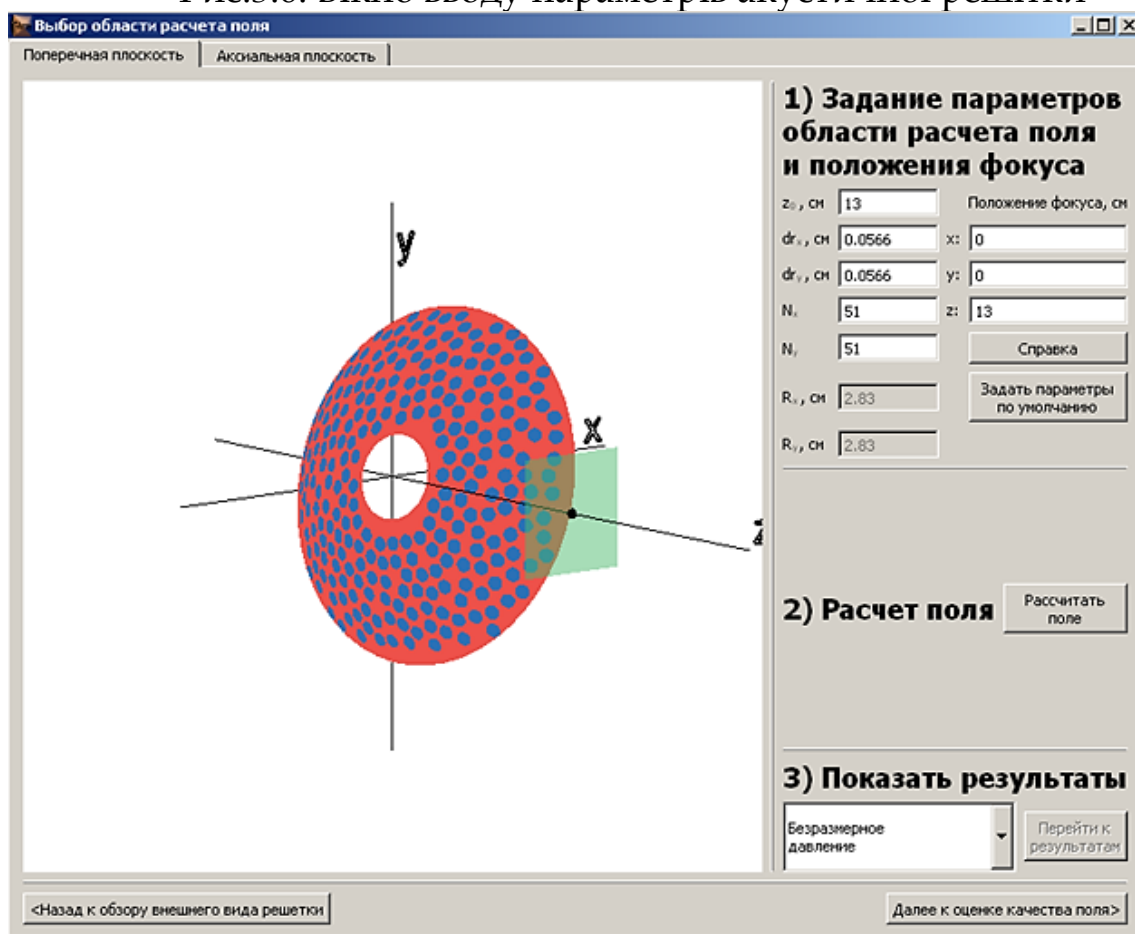


Рис.3.7. 3D графічний інтерфейс програми T-Array

Фокус решітки x знаходиться в площині з розмірами $2R_x$ та $2R_y$ де:

$$\begin{aligned} R_x &= (N_x - 1)dr_x \\ R_y &= (N_y - 1)dr_y \end{aligned} \quad (3.15)$$

де N_x - це кількість точок по осі x ; N_y - це кількість точок по осі y ;
 dr_x - крок решітки по осі x ; dr_y - крок решітки по осі y .

2. Натиснути кнопку «Розрахувати поле». Після того, як програма виконає необхідні розрахунки натиснути кнопку «Перейти до результату». Програма T-Array розраховує двовимірний розподілу акустичного тиску або інтенсивності поля решітки в довільній осьовій і поперечній площині (рис.3.8).

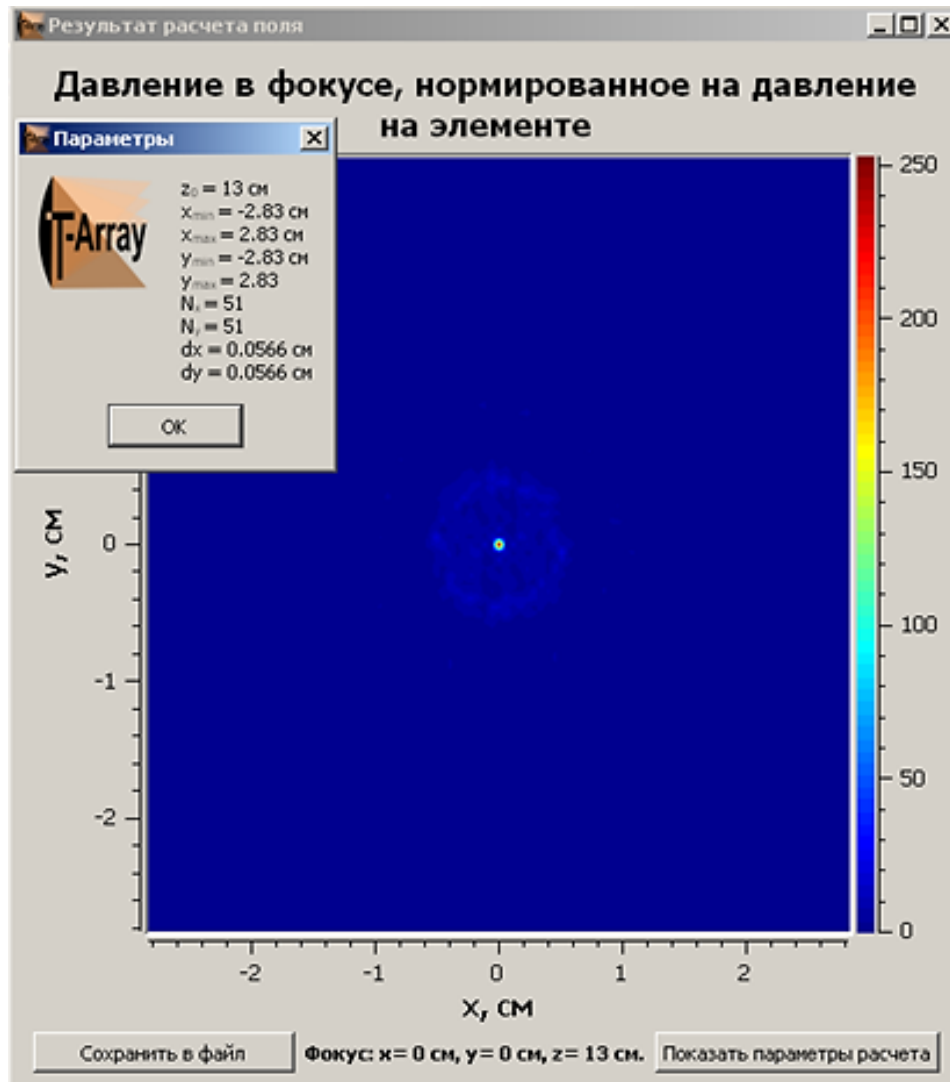
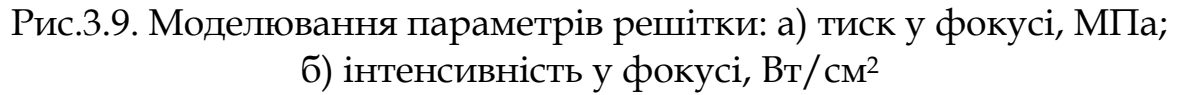


Рис.3.8. Моделювання тиску в фокусі

Результати моделювання для різних вихідних параметрів решітки можна візуалізувати і аналізувати одночасно повертаючи та масштабуючи в 3D вигляді для перевірки заданих параметрів.

3. Провести за допомогою програмного комплексу T-Array багаторазові розрахунки поля решітки, переміщаючи її фокус електронним чином і провести оцінку області ефективної і безпечної динамічної фокусування за рівнями інтенсивності в основному фокусі і побічних максимумах. Зберегти результати.

[illegible]

1. Характеристики ультразвукових сигналів та закономірності їх поширення в живих тканинах.
2. Фізичні характеристики акустичних хвиль
3. Фізичні властивості акустичних хвиль
4. Види акустичних хвиль
5. Акустичний опір біологічних тканин.
6. Градації прозорості біологічних тканин.
7. Принцип отримання зображення в УЗД .
8. Які фактори виникають в біологічному середовищі під впливом ультразвукових хвиль?
9. Параметри ультразвукових коливань.

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА 4-1

Визначення межі чутності слухового аналізатора людини методом аудіометрії та кількісно оцінити функціональний стан

Мета: дослідити спектральну чутливість вуха на межі чутності та провести кількісну оцінку функціонального стану слухового аналізатора людини методом аудіометрії; зняти криві порогу чутності (аудиограми) з повітряною та кістковою провідністю, вивчити характеристики слухового відчуття і їх зв'язок з фізичними характеристиками звуку. Зняти криві меж чутності. Перевірити симуляцію глухоти та приглуховатості.

Обладнання: Аудіометр поліклінічний АП-02, цифровий прилад для виміру інтенсивності звуку (шумомір), секундомір.

Теоретичні відомості

Будова слухового аналізатору людини та його функції

Слуховий аналізатор людини складається з (рис.4.1): зовнішнє вухо, середнє вухо і внутрішнє вухо.

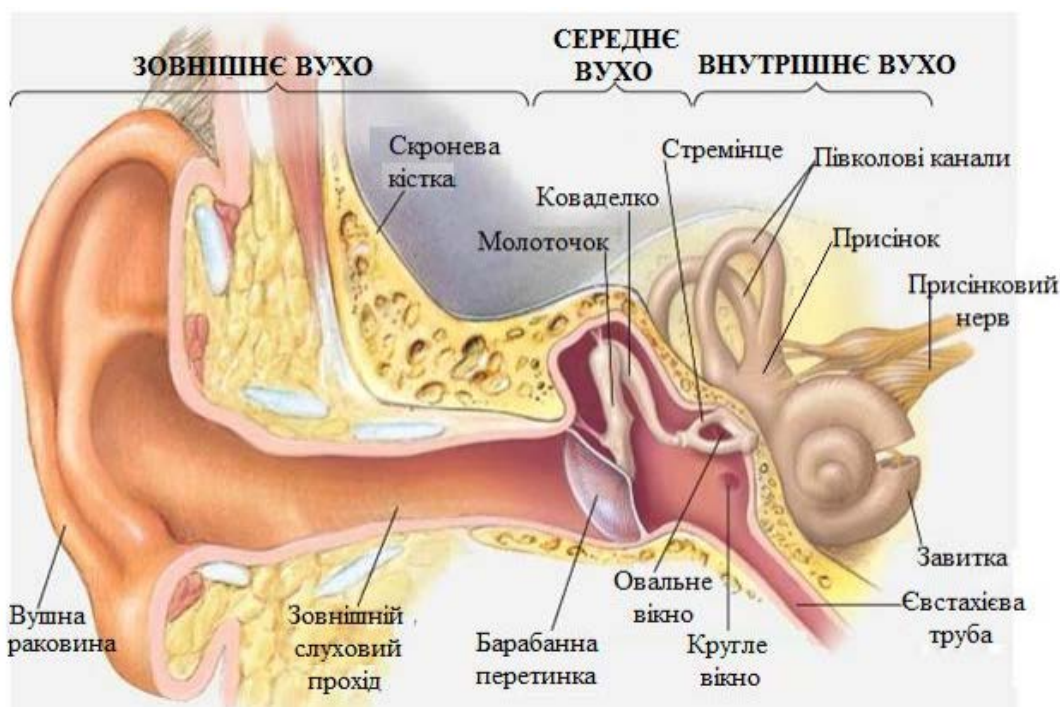


Рис.4.1. Будова слухового аналізатору людини

Функція зовнішнього вуха, що складається з вушної раковини і слухового проходу, направляти хвилі тиску повітря до середнього вуха. Вушна раковина підвищує чутливість вуха до передньої частини голови, що підтримує задню (передню) локалізацію аудіосигналів.

Однією з основних функцій середнього вуха, що складається з барабанної перетинки, прикріпленою до внутрішнього вуха через тонку кісткову структуру, є узгодження імпедансу, що покращує передачу звуку з повітря у внутрішнє вухо, зменшення кількості відбитого звуку та захист внутрішнього вуха від надмірного рівня звукового тиску, що регулюється мозком за допомогою м'язів середнього вуха, які напружують і розтискають кісткову структуру зі швидкістю реакції до 10 мілісекунд.

Внутрішнє вухо складається з присінку (вестибулярного апарату), равлика (загорнута трубка містить налаштовану мембрану, заповнену приблизно 15500 волосовими клітинами) і півколових каналів та має наступні функції:

- функцію органу слуху виконує равлик де за допомогою мембрани на якій розташований Кортіів орган (скупчення волосових клітин), які здатні сприймати коливання в діапазоні 16-20000 Гц та перетворювати їх в нервові імпульси, що надходять корковий слуховий центр головного мозку;
- функцію відчуття положення та рівноваги тіла в просторі за рахунок присінок і півколових каналів, які покриті чутливими волосками та заповнені напівпрозорою драглистою рідиною, яка при найменшому переміщенні тіла зміщується в каналах, натискає на волоски та породжує імпульси в закінченнях вестибулярного нерву, сигналізуючи мозку про переміщення (зміну положення).

Механізм та шляхи розповсюдження звукових коливань

Орган Корті (завитка) розділений на ділянки, кожна з яких відповідає за сприйняття хвиль певної частоти (рис.4.2).

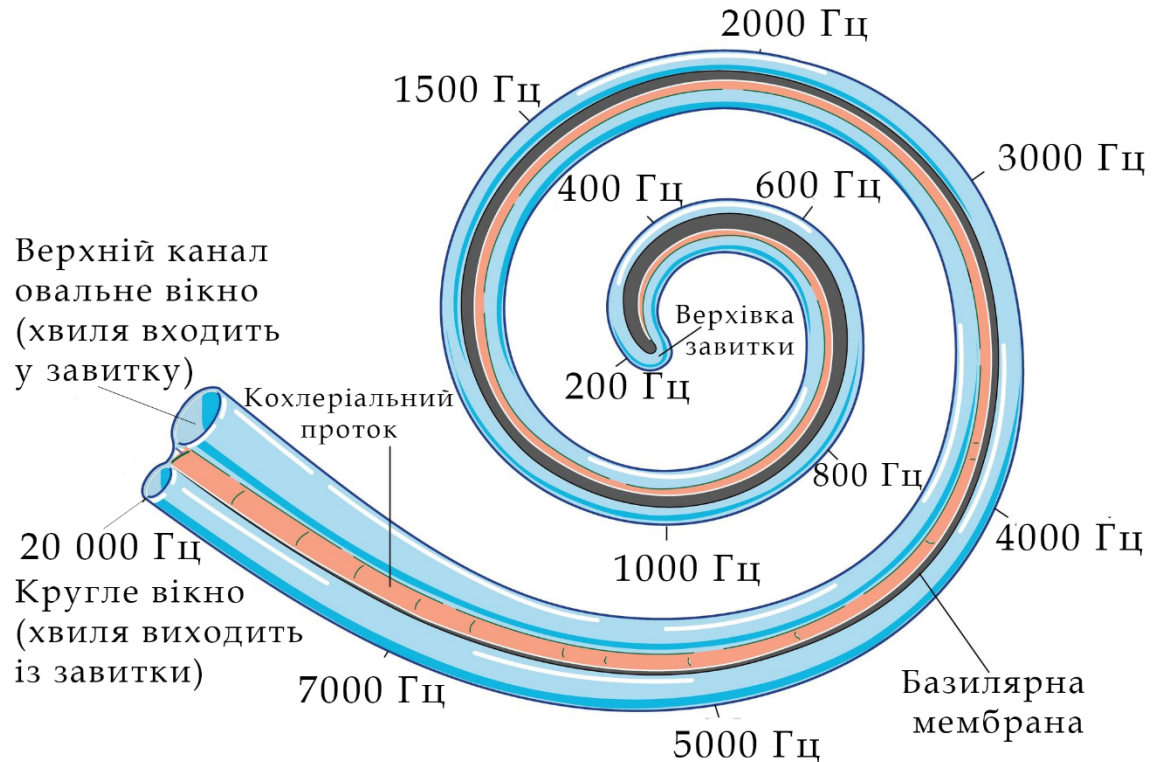


Рис.4.2. Сприйняття акустичних хвиль органом Корті

Висота звука, який ми сприймаємо, визначається з якої ділянки Кортієвого органа надійшов сигнал. Наприклад верхівка завитки сприймає хвилі низької частоти (звук оркестрової туби), а середня частина завитки сприймає хвилі високої частоти (звук сигналізації).

Резонансне посилення звуку у діапазоні біологічно значущих частот (200-2000 Гц) до барабанної перетинки відбувається через повітряне середовище та передача коливань барабанній перетинці.

Звуки високої частоти мають малу довжину хвилі і викликають коливання базилярної мембрани ближче до овального вікна, що призводить до активації слухових рецепторів, розташованих на мембрані в основі завитка.

Розділ 1. Біомеханіка і біоакустика

Звуки низької частоти мають довшу хвилю, яка викликає коливання базилярної мембрани і активацію слухових рецепторів, розташованих на ній ближче верхівки завитка.

Характеристики акустичного звуку

Діапазон частот, які чує людина (чутний звук) називають слуховим або звуковим діапазоном (рис.4.3), більш високі частоти називають ультразвуком, а більш низькі – інфразвуком.

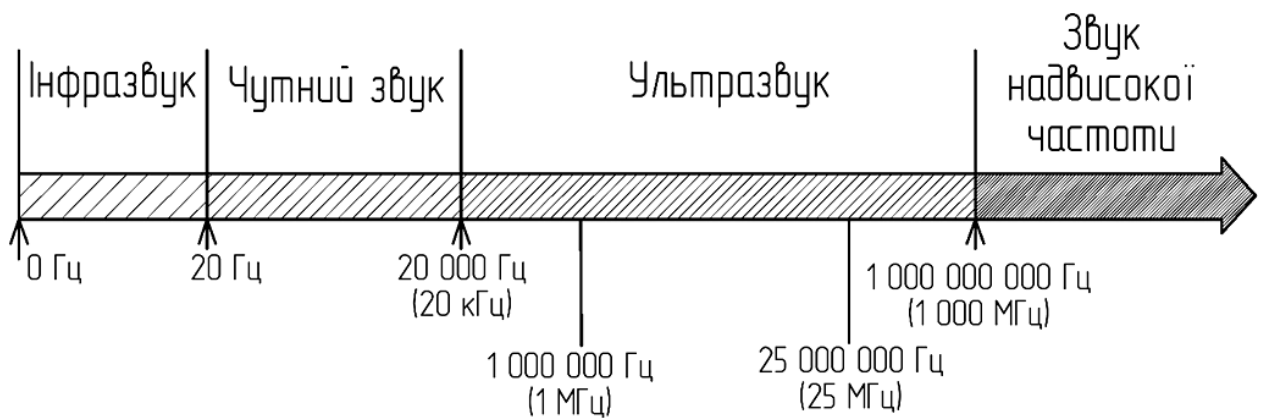


Рис. 4.3. Частотна шкала акустичних хвиль 16 Гц

Розрізняють суб'єктивні та об'єктивні характеристики звуку (табл. 4.1).

Таблиця 4.1. Характеристики звуку

Фізичні характеристики звукової хвилі (Об'єктивні)	Характеристики слухового відчуття (Суб'єктивні)
Потужність	Висота звуку
Інтенсивність звуку	Тембр
Частотний спектр	Гучність звуку

Людина відчуває висоту звуку, тембр, гучність, що обумовлено фізичними характеристиками звукової хвилі.

Висота звуку - суб'єктивна міра частоти коливань. З ростом частоти висота звуку збільшується, тобто звук стає «вище».

Тембр звуку - забарвлення звуку, що визначається складом обертонів в акустичному спектрі.

Гучність звуку - суб'єктивна міра інтенсивності коливань. Звук однакової інтенсивності викликає різні відчуття гучності на різних частотах. На певній фіксованій частоті збільшення інтенсивності призводить до збільшення гучності звуку.

Об'єктивними характеристиками звуку, як акустичних коливань та механічних хвиль, являються: потужність, сила звуку або інтенсивність, частота та частотний спектр. Об'єктивні характеристики звуку можуть бути виміряні аудіометрами незалежно від людини. Враховуючи, що параметри звуку є і об'єктом слухового сприйняття, вони оцінюються людиною суб'єктивно.

Інтенсивність ультразвукової хвилі, [Вт/м²] - це середня енергія, що переноситься звуковою хвилею за 1с через площу 1 м², що розташована перпендикулярно до напрямку поширення хвилі та розраховується:

$$I = \frac{\Phi}{S} = \omega_p \nu = \frac{\rho A^2 \omega_0^2}{2} \nu, \quad (4.1)$$

де A - амплітуда коливань частинок середовища, [м];
 ω_0 - циклічна частота коливання, [рад/с]; ν - швидкість ультразвуку, [м/с]; ρ - густина середовища, [кг/м³].

Потужність звуку P , [Вт] - являється його силовою характеристикою, це кількістю енергії (W), яка переноситься звуковою хвилею за одиницю часу t

$$P = W / t \quad (4.2)$$

Інтенсивність звуку I , [Вт/м²] - це енергетична характеристика. Вона визначається кількістю енергії (W), яка переноситься звуковою

хвилею за одиницю часу t через одиницю площі поверхні S , що розміщена перпендикулярно до напрямку поширення хвилі:

$$I = \frac{W}{S \cdot t} = \frac{P}{S}. \quad (4.3)$$

Нормальне людське вухо сприймає достатньо широкий діапазон інтенсивності звуку: при частоті $\nu = 1000$ Гц від $I_{min} = 10^{-12}$ Вт/м² (межа чутності) до $I_{max} = 10$ Вт/м² (межі больового відчуття), тобто відношення інтенсивності звуків між цими межами становить величину близьку 10^{13} . В зв'язку з цим для порівняння інтенсивності звуку введена логарифмічна шкала рівнів інтенсивності, тобто порівнюють не абсолютні значення інтенсивності звуку, а їх логарифми.

Рівень інтенсивності звуку I_0 , який відповідає межі чутності, приймають за нульовий рівень шкали. Рівень будь-якої іншої інтенсивності звуку I виражають через десятковий чи натуральний логарифм відношення I/I_0 [Беллах (Б) або децибеллах (дБ)- десятих долях Бела]:

$$L = \lg(I / I_0) \quad (4.4)$$

Так для звукового тиску:

$$L_B = 2 \lg(p / p_0). \quad (4.5)$$

А при менших одиницях - децибел відповідно маємо:

$$L_B = 10 \lg(I / I_0) \text{ та } L_B = 20 \lg(p / p_0)$$

Суб'єктивна характеристика звуку - **гучність** E , яка відповідає

об'єктивній характеристиці – **інтенсивності** I , не піддається точному кількісному вимірюванню.

На підставі психофізичного закону Вебера-Фехнера можна дати **кількісну оцінку гучності шляхом порівняння слуховий чутності від двох джерел звуку** (або двох різноманітних слухових подразнень). Згідно з законом Вебера-Фехнера, **рівень гучності даного звуку прямо пропорційний логарифму відношення його інтенсивності I до значення інтенсивності звуку I_0 , який відповідає межі чутності (при рівних частотах звукових коливань), тобто:**

$$E = k \cdot \lg(I / I_0), \quad (4.6)$$

де k – коефіцієнт пропорційності, який залежить від частоти ν і інтенсивності звуку I .

Для знаходження відповідності між інтенсивністю та гучністю звуку на різних частотах, використовують криві гучності (рис. 4.5).

В медичній акустиці використовують наступні поняття: тон, шум, обертон, спектр звуку, поріг чутності, поріг больового відчуття.

Тон це звук певної частоти гармонічних коливань (висоти).

Обертон це всі тони, крім основного, що створюються джерелом звуку внаслідок коливань його частин та мають більш високу частоту, чим головна складова (тон).

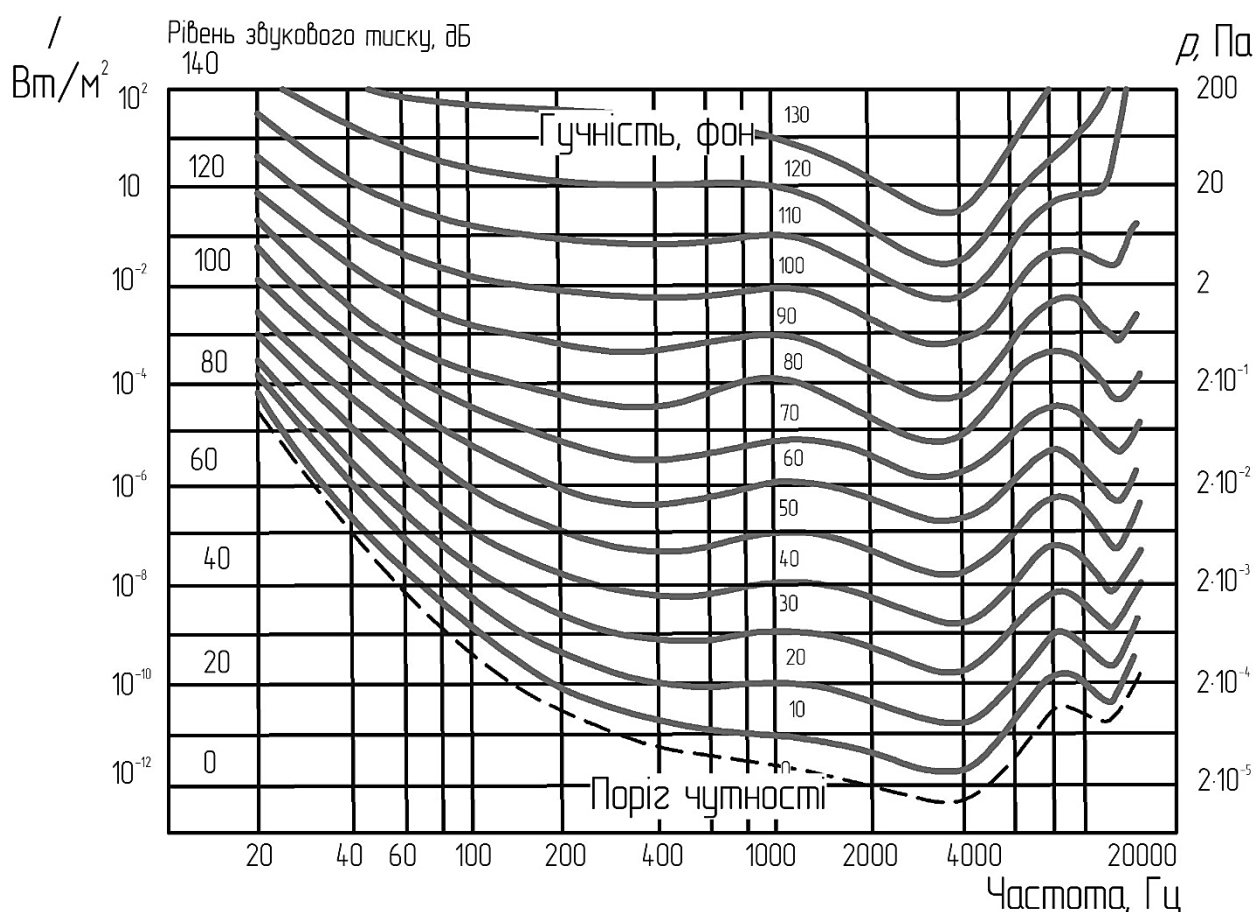


Рис.4.5 Криві залежності рівної гучності

Шум це звук, із неповторною часовою складною залежністю. До категорії шуму належать викрики, шуми транспорту, звуки вулиці та інше (таблиця 4.2). Шум це безладне поєднання складних тонів.

Таблиця 4.2. Рівні шуму від різних джерел звуку

Джерело звуку	Рівні інтенсивності в дБ
Каплі дощу	40
Спокійна розмова	60
Шосе в час пік	85
Шум фену	90
Рок концерт	105
Бензопила	110
Максимальний звук на планшеті (iPad)	115
Відбійний молоток	120
Автоматна черга пострілів	140

Спектр звуку це сукупність простих гармонійних хвиль, на які можна розкласти звукову хвилю.

Межа (поріг) чутності це мінімальне значення інтенсивності звуку конкретної частоти звукової хвилі яке сприймається людиною.

Межа (поріг) больового відчуття це сила звуку (звуковий тиск), що сприймається як больове відчуття.

Метод дослідження гостроти слуху

Методи дослідження гостроти слуху називається **аудіометрією** (аудіо – звук, метрія – вимірювання), що дозволяє визначити стан слухової системи - ослаблення слуху у пацієнта і порівняти гостроту його слуху з нормою. Гострота слуху визначається мінімальною інтенсивністю звуку (або межею чутності), яка сприймається вухом людини. Вимірювання гостроти слуху показали, що у людини межа чутності значно відрізняється на різних частотах. Так порогові значення інтенсивності на частотах 1000 і 50 Гц відрізняються між собою майже в мільйон разів. Це свідчить про виражену спектральну чутливості вуха на межі чутності.

Аудіометрія проводиться за допомогою спеціальних приладів – **аудіометрів**. За характером сигналу, яким вимірюється гострота слуху, аудіометри поділяються на **тональні** та **мовні**, кращі зразки аудіометрів об'єднують функції цих двох типів аудіометрів.

Для незалежної об'єктивної оцінки стану слухової системи використовують імпедансі аудіометри, які забезпечують об'єктивну реєстрацію реального стану слухової системи.

Тональна аудіометрія дозволить розпізнати ступінь приглухуватості на підставі чутного діапазону звуків, що оцінюється

по межі чутності чистих тонів. При мовній аудіометрії – гострота слуху визначається або межею чутності мовного сигналу, або межею розбірливості мовних звуків.

Аудіограма це графічне зображення слухової функції, що являє собою множину порогових значень інтенсивності звуку на різних частотах. Для того, щоб порахувати, яка ж ступінь глухоти (таблиця 4.3), в основному, беруть результати аудіограми на чотирьох точках - 500, 1000, 2000 і 4000 Гц, складають їх та отриманий результат ділять на 4. Наприклад, втрата слуху виду 80-80-80-80 дБ і втрата виду 20-40-120-120 дБ будуть "втратою слуху IV ступеня", але чим вище графік тим краще слух.

Таблиця 4.3. Ступінь зниження слуху, або слуховий поріг

Характеристика ураження	Тяжкість ураження	Межа слухового відчуття	Функціональні можливості
I ступінь туговухості	Легка туговухість	26-40 дБ	звичайна мова розпізнається з відстані 4-6 метрів, а шепіт - з 1-3 м
II ступінь туговухості	Середня туговухість	41-55 дБ	нездатність пацієнта розпізнати шепіт або дуже тиху мову;
III ступінь туговухості	Середньо важка приглухуватість	56-70 дБ	вуха не сприймають звуки середньої гучності, на рівні звичайної розмови;
IV ступінь туговухості	Важка приглухуватість	71-90 дБ	людина здатна ледве-ледве чути звуки гучністю менше 71-90 дБ і розпізнавати мову навіть на малих дистанціях
V ступінь туговухості	Повна глухота	>90 дБ	людина здатна ледве почути лише голосний крик

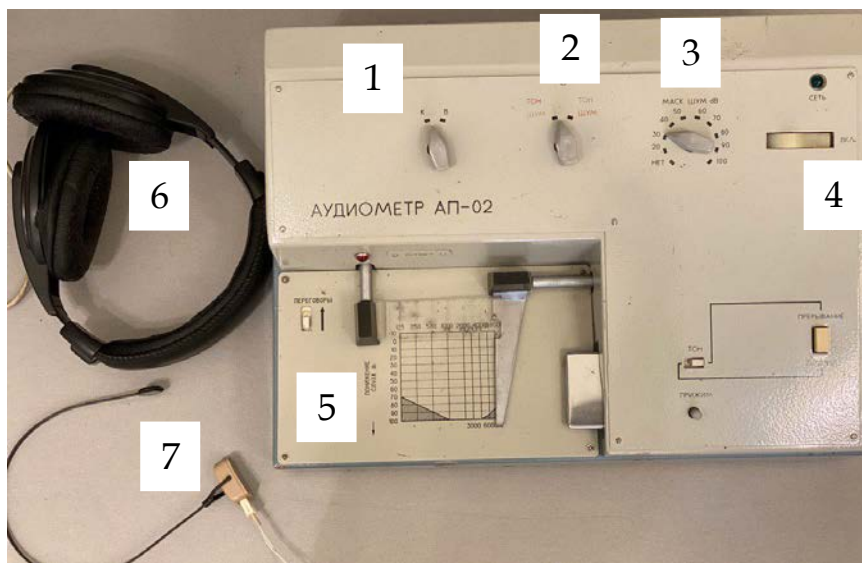
Розділ 1. Біомеханіка і біоакустика

Різниця між вимірним порогом і середньостатистичним порогом нормального слуху, виражена в «дБ», характеризує втрату або ослаблення слуху.

Порядок виконання лабораторної роботи

1. Ознайомитись з клінічним аудіометром та цифровим шумоміром, що зображені на рис.4.6

Аудіометр АП - 02 має звуковий генератор з фіксованими частотами: 125, 250, 500, 1000, 2000, 4000, 8000 Гц. Один з регуляторів інтенсивності звуку дозволяє змінювати її значення стрибкоподібно, з кроком 10 дБ, а інший – плавно, в межах від 0 до 10 дБ. До аудіометра підключаються телефони 6 і 7 для проведення дослідження відповідно повітряної та кісткової провідності.



а)



б)

Рис.4.6. Обладнання для лабораторної роботи: а) аудіометр АП-02: 1 - перемикач типу дослідження (кісткова провідність, повітряна провідність); 2 - перемикач тон/шум; 3 - перемикач маскуванню шуму; 4 - кнопка ввімкнення приладу; 5 - блок виміру аудіограми; 6 - телефон (повітряна провідність); 7 - телефон (кісткова провідність); б) цифровий шумомір: 8 - кнопки управління; 9 - мікрофон; 10 - цифровий дисплей.

Розділ 1. Біомеханіка і біоакустика

Шумомір має мікрофон 9, в якому звук, що надходить перетворюється в електричний сигнал. Електронна схема що знаходиться в корпусі приладу, дає кількісну оцінку гучності звуку в децибелах і відображається на дисплеї приладу 10.

2. За допомогою цифрового шумоміру провести вимірювання гучності звуку відповідно до завдання.

Спочатку необхідно заміряти протягом 30 с природній рівень шуму в пустій аудиторії. Отримані дані занести в таблицю 4.4.

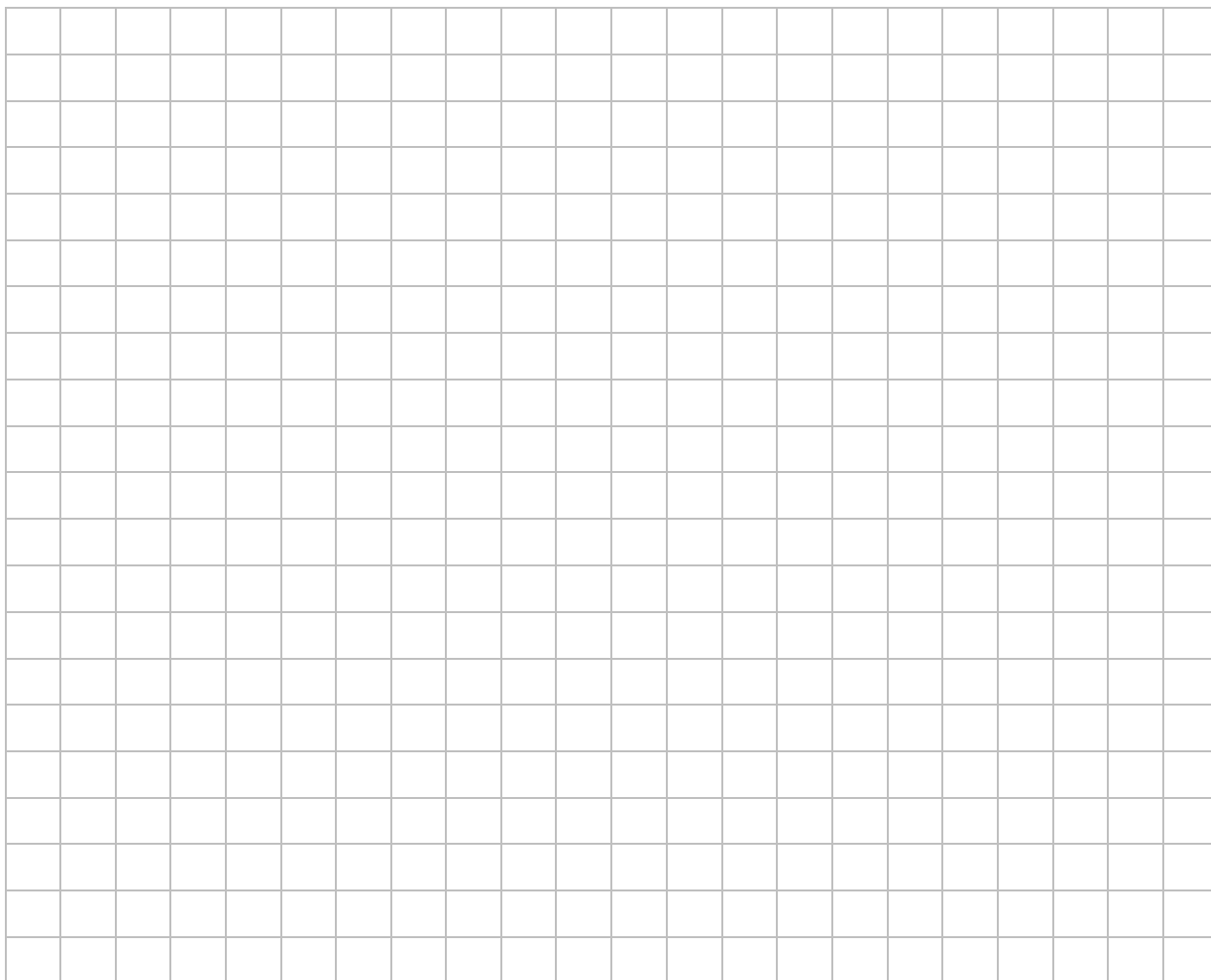
Далі досліджуємо рівень інтенсивності шепоту людини (30 секунд), на відстані 1 метра від шумоміру. Повторюємо вимір максимального значення рівня звуку при працюючому динаміку смартфона на максимальну гучність, гортанні зошитів та книг студентами в аудиторії, розмови студентів, оплесках. Отримані дані заносимо в таблицю

Таблиця 4.4. Результати дослідження впливу гучності звуку

Джерело звуку	Рівень інтенсивності звуку L , дБ	Інтенсивність звуку, I , Вт/м ²	Звуковий тиск p , Па
Пуста аудиторія			
Шепіт однієї людини			
Максимальний музичний звук з динаміка смартфона			
Робоча обстановка в аудиторії (гортання зошитів та підручників)			
Розмова студентів			
один			
двоє			
п'ятеро			
Оплески			

Розділ 1. Біомеханіка і біоакустика

Провести необхідні розрахунки враховуючи, що порогове значення інтенсивності звуку відповідає пороговому значенню на частоті 1000 Гц ($I_0 = 10^{-12} \text{ Вт/м}^2$), щільність повітря при температурі 20°C становить $\rho = 1,2 \text{ кг/м}^3$, а швидкість звуку $\nu = 343 \text{ м/с}$.



3. За допомогою аудіометра АП-02 провести дослідження повітряної та кісткової провідності.

Встановити бланк аудіограми в блок 5 рис.4.6.(а), та за допомогою перемикача 1 вибрати тип досліджу.

Для проведення повітряної провідності на досліджувану людину необхідно одягнути телефон 6, ввімкнути прилад кнопкою 4 та вибрати перемикачем 2 подачу тону в праве (ліве) вухо. За допомогою лінійок блоку виміру 5 встановити початкову частоту 1000 Гц. Далі

Розділ 1. Біомеханіка і біоакустика

зміщуючи плавно лінійку пониження слуху в положення, при якому слухове відчуття зникає. Зафіксувати положення перемикачів інтенсивності звуку, при якому ще чути звук в телефоні.

Повторити дослід для частот 8000, 4000, 2000, 1000, 500, 250, 125 Гц.

Для проведення дослідження кісткової провідності необхідно використати телефон 7 (рис.4.6.а), зміни положення перемикача 1 (кісткова провідність) та за допомогою лінійок блоку виміру 5 встановити початкове значення частоти 1000 Гц. Відповідно вище описаному алгоритму зафіксувати положення перемикача інтенсивності звуку від частоти.

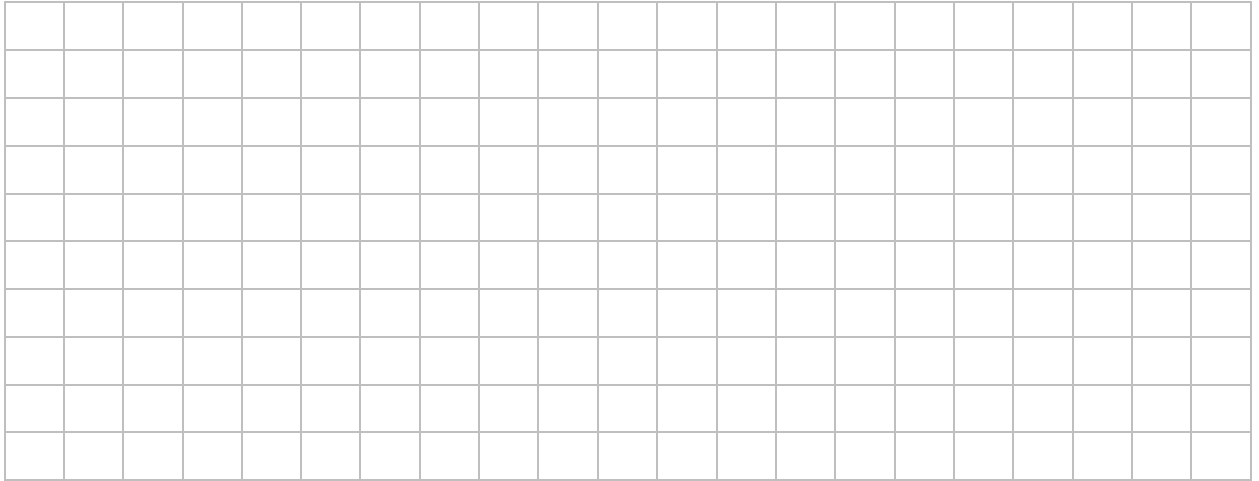
Повторити дослід для частот 4000, 2000, 1000, 500, 250, 125 Гц. Аналогічні дослідження провести для іншого вуха. Дані по порогової інтенсивності звуку занести в таблицю 4.5.

Таблиця 4.5. Результати параметрів повітряної та кісткової провідності

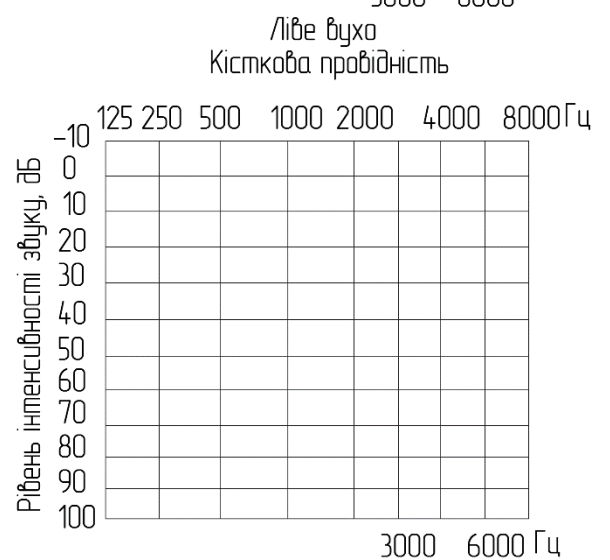
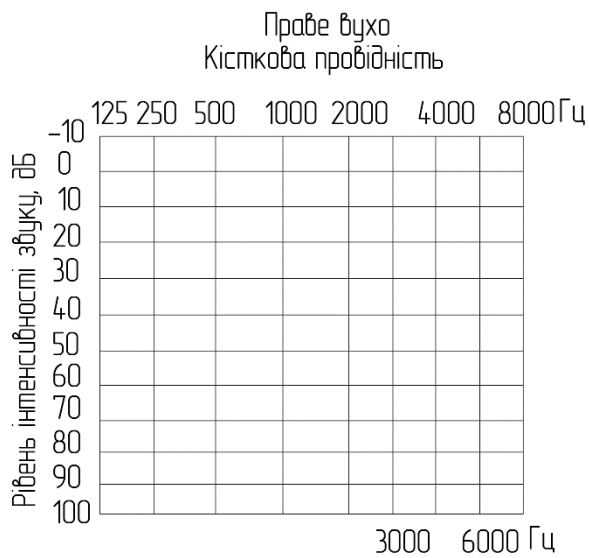
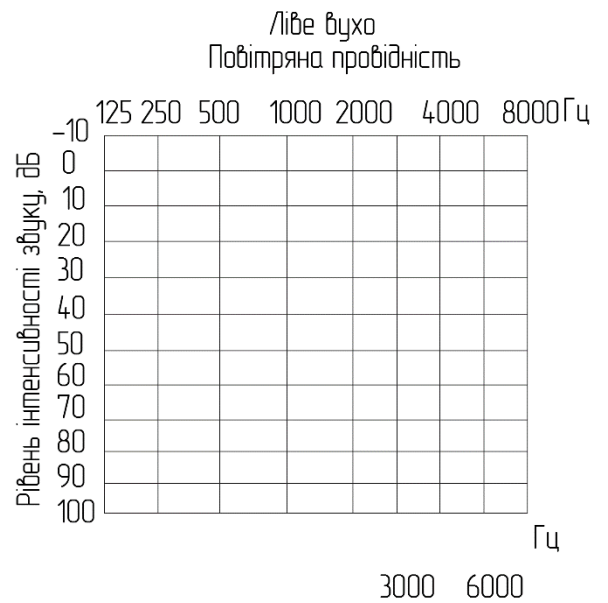
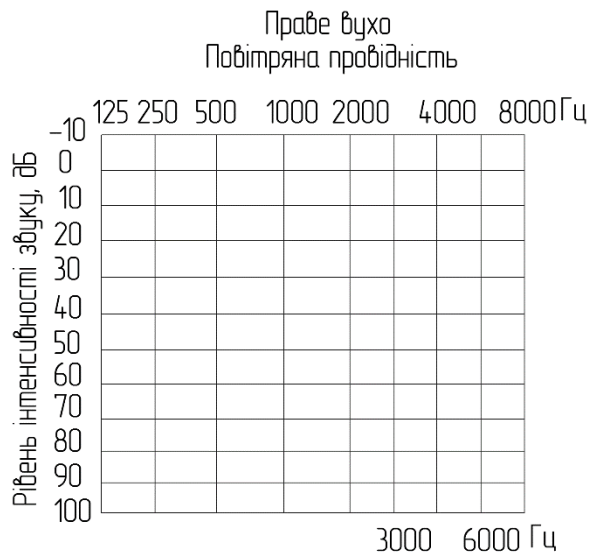
Частота, Гц			125	250	500	1000	2000	4000	8000
Поріг чутності дБ	Повітряна провідність	Праве вухо							
		Ліве вухо							
	Кісткова провідність	Праве вухо							
		Ліве вухо							

4. Розрахуйте середнє значення порогів чутності на 4 основних частотах для всіх типів дослідження: 500 Гц, 1000 Гц, 2000 Гц і 4000 Гц.

Розділ 1. Біомеханіка і біоакустика



5. За отриманими даними побудувати аудіограму



Висновок:

Контрольні питання

1. Будова слухового аналізатору людини
2. Механізм та шляхи розповсюдження звукових коливань
3. Характеристики акустичного звуку
4. Основні поняття в медичній акустиці
5. Метод дослідження гостроти слуху
6. Психофізичний закон сприйняття звуку Вебера-Фехнера.
7. Інфразвук. Звукові коливання в діапазоні чутності. Ультразвук.
8. Аудіометрія.
9. Криві рівної гучності. Межа чутності.
10. Аудіограма.

ТЕМИ СЕМІНАРІВ ДО РОЗДІЛУ I

1. Біомеханічні особливості людини.
2. Механічні параметри біологічних тканин.
3. Біофізичні процеси м'язового скорочення.
4. Склад та будова м'язового волокна.
5. Акустичні коливання в природі та техніці. Характеристики коливань. Сприйняття та відтворення коливань.
6. Звукові коливання. Методи вимірювання.
7. Інфразвукові коливання.
8. Акустичні методи дослідження в медицині.
9. Слухова система людини.
10. Аудіометрія.
11. Ультразвукові коливання та їх використання в медичній діагностиці.
12. Затухання ультразвуку в біологічних тканинах
13. П'єзоелектричний прямий та зворотній ефекти
14. Ультразвукові терапевтичні та хірургічні апарати.

РОЗДІЛ 2. ГЕМОДИНАМІКА. ТЕРМОДИНАМІКА, ТЕОРІЯ БІОЛОГІЧНИХ МЕМБРАН

Закономірності руху крові по судинному руслі та механізми регуляції кровотоку, в умовах життя, що постійно змінюються, вивчає гемодинаміка в той же час, гемореологія приділяє основну увагу процесам деформації формених елементів крові та інших складових серцево-судинної системи та їх переміщення. Термодинаміка біологічних тканин, як відкритих систем, зосереджена на процесах теплових взаємодій елементів біосередовища і на молекулярному і на органному рівня. Біофізика мембран зосереджена на вивченні функціонально-структурної організації клітини, зокрема на оточуючих клітину мембранах, процеси енерготранспортних зв'язків, електрогенезу, процесів міжклітинних взаємодій та біоенергетики.

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА 1-2

Визначення коефіцієнта в'язкості

Мета: Вивчити основні положення та поняття реології. Турбулентний плин рідин. Число Рейнольдса. Закон Ньютона. Закон Стокса. Ознайомитися з плином в'язких рідин (кров, лімфи, міжклітинних рідин) у біологічних системах та методами визначення коефіцієнта в'язкості. Визначити коефіцієнт в'язкості досліджуваного розчину.

Обладнання: скляний циліндр, капілярний віскозиметр, досліджувана рідина (гліцерин, фізіологічний розчин, дистильована та водопровідна вода), термометр, мікрометр, ареометр, секундомір, лінійка, набір металевих дрібних кульок (свинцевих дробинок).

Теоретичні відомості

Основні положення реології

Реологія це наука про закономірності деформації і плинності рідин під дією зовнішніх навантажень.

Рідина це речовина, яка за своїми властивостями займає проміжне положення між газами і твердими тілами. Рух рідких середовищ, що становлять найбільшу частину людського організму, у біологічних системах відіграє важливу роль, забезпечуючи обмін речовин і постачання клітин киснем, нормальної життєдіяльності різних фізіологічних систем.

Ідеальна рідина це рідина без тертя. Всім реальним рідинам і газам в більшій чи меншій мірі властива в'язкість або внутрішнє тертя. Розрізняють два типи перебігу в'язкої рідини – ламінарний та турбулентний.

Турбулентним називається такий перебіг рідини, при якому її частинки здійснюють несталий і невпорядковані рухи по складних траєкторіях, що призводить до перемішування шарів.

Ламінарним називають рух рідини, де траєкторії руху сусідніх частинок мало відрізняються один від одного, а шари рідини ковзають один відносно одного з різними швидкостями без виникнення завихрень, що обумовлено виникненням між шарами гальмівної сили (сила внутрішнього тертя або сила в'язкості), яка намагається зрівняти швидкість обох шарів. Ця сила, обумовлена переносом кількості руху з одного шару в інший, завдяки тепловому руху молекул, і називається **силою в'язкості**.

В'язкість - це властивість рідини чинити опір переміщенню її шарів відносно один одного.

Закон Ньютона. Під час переміщення одних смуг (шарів) реальної рідини відносно других появляються сили внутрішнього тертя, що спрямовані вподовж дотичної до поверхні цих смуг:

$$F = \eta \frac{dv}{dx} S, \quad (1.1)$$

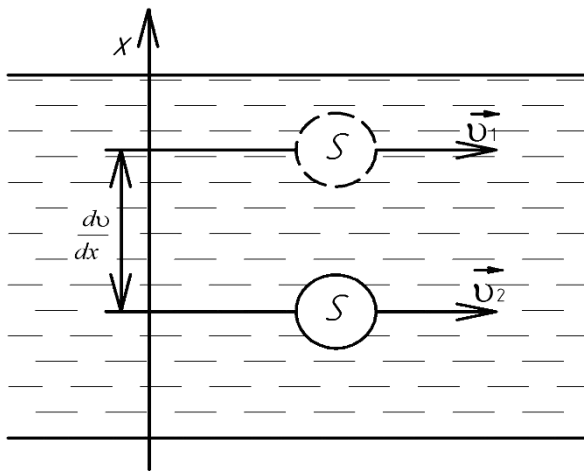


Рис. 1.1. Розподіл швидкості частинки відносно інших шарів під час переміщення

де η - динамічний коефіцієнт в'язкості, [Па·с]; $\frac{dv}{dx}$ - градієнт швидкості течії (або швидкість зсуву), [с⁻¹]; F - дотична (тангенціальна) сила, що викликає зсув смуг рідини, [Н]; S - площа дотику смуг, по яких відбувається взаємний зсув, [м²].

Градієнт швидкості - це зміна швидкості двох шарів рідини dv на відстані між шарами dx

Коефіцієнт пропорційності, який залежить від природи і стану рідини називається **коефіцієнтом в'язкості або внутрішнього тертя η** , [Па·с = 1Н·с / м²], чисельне значення дорівнює силі внутрішнього тертя, що виникає на межі двох шарів одиничної площі при градієнті швидкості рівному одиниці. З підвищенням температури рідини коефіцієнт в'язкості зменшується, так як при цьому збільшується середня відстань між молекулами, і відповідно зменшується зв'язок між ними.

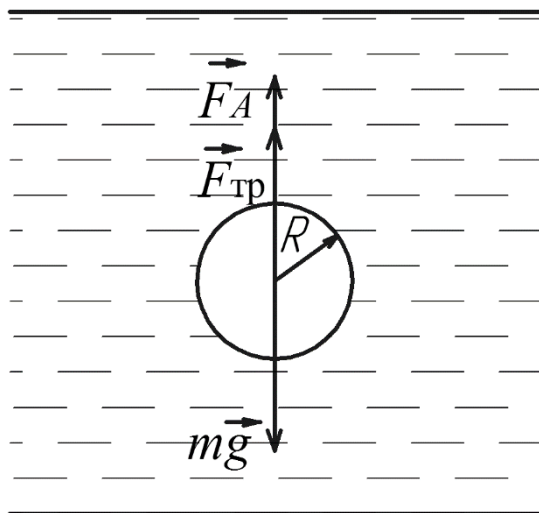
При русі тіла у в'язкому середовищі з малими швидкостями на нього діє сила в'язкості тому, що тіло яке рухається в рідині захоплює прилеглі до нього шари і тому зазнає опір з боку рідини

$$F = -\mu v, \quad (1.2)$$

де μ – коефіцієнт опору середовища, зв'язаний з коефіцієнтом в'язкості; v – швидкість відносного руху.

При малих швидкостях руху тіла, рух рідини відносно нього можна рахувати ламінарним і коефіцієнт опору в цьому випадку залежить від розмірів тіла та коефіцієнта в'язкості.

Закон Стокса. Для сферичного тіла радіусом R , що рухається у ламінарному потоці рідини або газу - сила в'язкого тертя прямо пропорційна його швидкості переміщення:



$$F_{\text{тр}} = 6\pi R v \eta, \quad (1.3)$$

де v - швидкість рівномірного руху, [м/с], R - радіус тіла, [м];
 η - в'язкість, [Па·с].

Так сила тертя зростає, при збільшенні швидкості руху кульки. Та може досягти такого значення, при якому всі три сили, що діють на кульку, будуть врівноважені. Тоді їх рівнодіюча сила буде дорівнювати нулю.

$$mg - F_A + 6\pi R v \eta = 0, \quad (1.4)$$

де F_A - сила Архімеда.

Швидкість рівномірного руху тіла в рідині для сферичного тіла:

$$v = \frac{2(\rho - \rho_p)R^2 g}{9\eta}, \quad (1.5)$$

де ρ_p – густина рідини, $[\text{кг}/\text{м}^3]$; ρ – густина тіла, $[\text{кг}/\text{м}^3]$.

Методи визначення в'язкості рідини

Сукупність методів, що використовуються для вимірювання коефіцієнта в'язкості, **називають віскозиметрією**, а прилади, що застосовуються з цією метою, **віскозиметрами**.

1. Капілярні методи використовують для коефіцієнта в'язкості, значення якого лежать в межах $10^{-5} - 10^4 \text{ Па}\cdot\text{с}$, та базуються на законі Пуазейля і полягають у вимірі часу протікання через капіляр рідини відомої маси під дією сили тяжіння при певному перепаді тисків.

Використовуючи формулу Гагена-Пуазейля, можна визначити об'єм рідини V , що протікає за час t крізь капіляр довжиною l і радіусом R при наявності перепаду тиску ΔP на кінцях капіляра:

$$V = \frac{\pi R^4 \cdot \Delta P}{8\eta \cdot l} \cdot t. \quad (1.6)$$

Для вертикального капіляра перепад тиску обумовлений рівнем ΔP гідростатичним тиском стовпа рідини висотою h , тобто

$$\Delta P = \rho g h, \quad (1.7)$$

де ρ - густина рідини.

Тоді знайдемо в'язкість рідини.

$$\eta = \frac{\pi R^4 \cdot \rho g h}{8lV} \cdot t \quad (1.8)$$

Необхідно врахувати, що величини V , l , R і h є сталими для даного капіляра, то отримуємо константу віскозиметра:

$$c = \frac{\pi R^4 gh}{8lV}, \quad (1.9)$$

а значення в'язкості можна визначити як добуток:

$$\eta = c \cdot \rho \cdot t. \quad (1.10)$$

Час протікання t досліджуваної рідини крізь даний капіляр залежить від його параметрів, густини і в'язкості рідини. Вимірюючи цей час для протікання однакових об'ємів досліджуваної (t_x) і еталонної ($t_{ет}$) рідини отримаємо формули, що дозволяють визначити значення відносного ($\eta_{відн}$) і абсолютного ($\eta_{абс}$) коефіцієнтів в'язкості досліджуваної рідини:

$$\eta_{відн} = \frac{\eta_x}{\eta_{ет}} = \frac{\rho_x \cdot t_x}{\rho_{ет} \cdot t_{ет}}, \quad (1.11)$$

$$\eta_{абс} = \eta_{ет} \cdot \eta_{відн}. \quad (1.12)$$

В якості еталонної рідини зазвичай використовують дистильовану воду, в'язкість якої ($\eta_{ет}$) в залежності від температур наведена в таблиці.

2. Ротаційні методи вимірювання в'язкості використовують ротаційні віскозиметри, які засновані на визначенні швидкості обертання циліндра в в'язкій рідині.

3. Визначення коефіцієнта в'язкості рідини методом Стокса. Метод заснований на вимірюванні швидкості падіння маленьких кульок в досліджуваній рідині.

На падаючий кульку радіусом R з матеріалу з густиною ρ у в'язкій рідині з густиною ρ_p і в'язкістю η діють сили:

Характер руху визначається трьома діючими на нього силами: силою тяжіння mg , яка викидає силою Архімеда F_A і силою в'язкого тертя $F_{тр}$. Рівняння руху кульки з основного закону динаміки в

даному випадку приймає вид

$$m \frac{dv}{dt} = mg - F_{mp} + F_A, \quad (1.13)$$

$\frac{dv}{dt}$ - градієнт швидкості руху кульки;

$mg = F_{тяж}$ - сила тяжіння;

$F_A = \rho_p \frac{4}{3} \pi r^3 g$ - сила, що виштовхує кульку масою $m = \rho \frac{4}{3} \pi r^3$;

$F_{тр} = 6\pi R v \eta$ - сила опору рідини відповідно до закону Стокса.

Тоді значення в'язкості можна визначити як

$$\eta = \frac{1}{18} \frac{(\rho - \rho_p) d^2 g}{v} \quad (1.14)$$

де v - швидкість руху кульки відносно рідини; $d = 2R$ - діаметр кульки

Порядок виконання лабораторної роботи

1. Визначення в'язкості рідини за методом Стокса.

Ознайомитися з будовою експериментальної установки (рис.1.3) для виміру в'язкості біологічної рідини за методом Стокса.

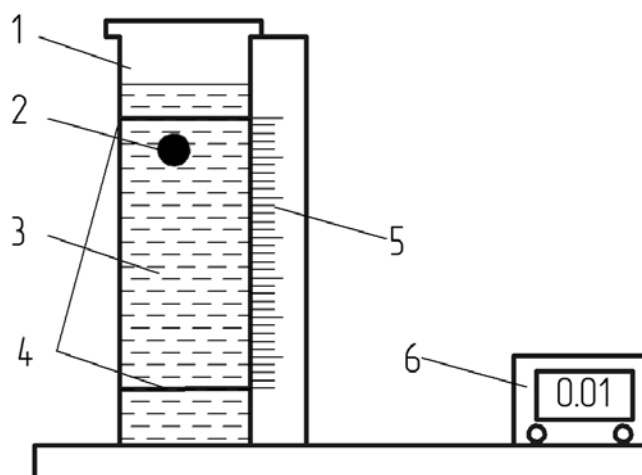


Рис.1.3 Установа для дослідження в'язкості рідини: 1- скляна колба; 2 - металева кулька; 3 - досліджувана рідина; 4 - розмірні позначки на скляній колбі; 5 - шкала, градуйована в міліметрах; 6 - секундомір.

Відповідно варіанту отримати значення відстані L між позначками на скляній колбі, густину матеріалу металевої кульки, густину рідини та обрати 7 різних металевих кульок, провести виміри за допомогою мікрометру діаметру d , та занести до табл. 1.1

Таблиця 1.1. Результати виміру в'язкості рідини методом Стокса

№	Густина кульки, ρ кг/м ³	Густина рідини, ρ кг/м ³	Відстань між позначками, L , м	Діаметр кульки, d , м	Час проходж t , с	В'язкість η , Па·с

Помістити першу кульку 3 в скляну колбу 1 з рідиною 2. У момент торкання кулькою верхньої мітки 4 запустити секундомір 6, а в момент дотику кулькою нижньої мітки 4 зупинити його. Записати в таблицю показання секундоміра t .

Повторити дослід для інших металевих кульок.

Визначити коефіцієнт в'язкості для кожного дослідів

Знайти середнє значення коефіцієнта в'язкості рідини

$$\bar{\eta} = \sum_{i=1}^n \frac{\eta_i}{n}$$

де n – загальна кількість проведених дослідів.

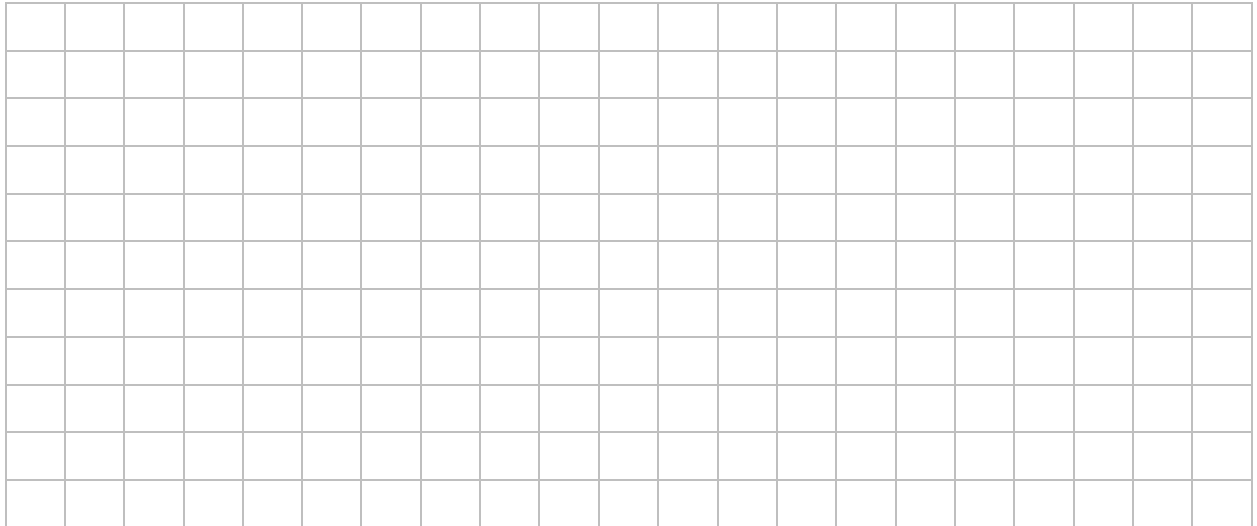
Розрахувати абсолютної похибки коефіцієнта в'язкості

$$\Delta\eta = t_{p,n} S_{\eta}$$

де $t_{p,n}$ - коефіцієнт Стюдента відповідно до 7 вимірів при

довірчій ймовірності $P = 0,95$ становить $t_{p,n} = 2,4$, а S_η - середньоквадратичне відхилення:

$$S_\eta = \sqrt{\sum_{i=1}^n \frac{(\eta_i - \bar{\eta})^2}{n(n-1)}}$$



2. Ознайомитися з будовою капілярного віскозиметра, що зображений на рис.1.4.

Капілярний віскозиметр 1 має U-образний трубку, в вузьке коліно якої упаяний капіляр 7. Вище капіляра знаходяться два кулястих розширення. Вище і нижче ближнього до капіляри розширення на коліні нанесені мітки 5 і 6, які дозволяють фіксувати обсяг, що протікає через капіляр досліджуваної рідини. За допомогою кріплення 3 встановлюється груша або шприц для засмоктування рідини в резервуар вище верхньої позначки.

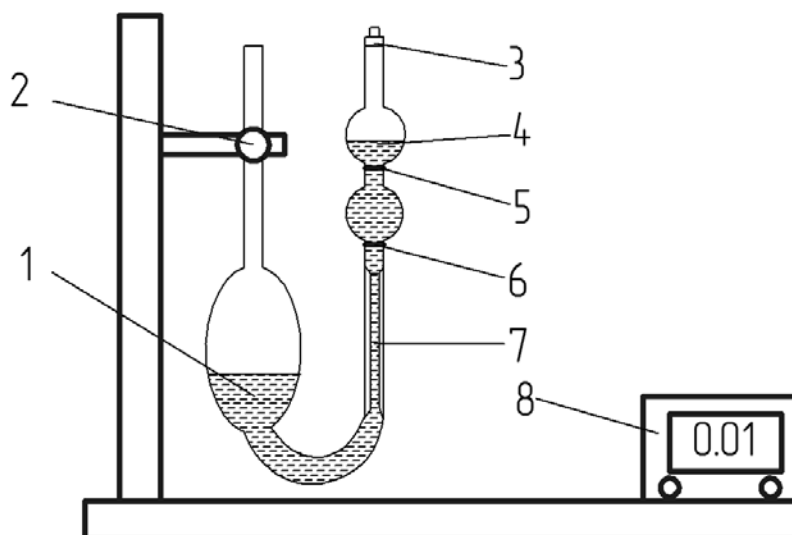


Рис. 1.4. Установка для дослідження в'язкості рідини:
1 - капілярний віскозиметр; 2 - кріплення; 3 - кріплення для встановлення груші або шприца; 4 - біологічна рідина; 5 - верхня розмірна позначка, 6 - нижня розмірна позначка; 7 - капіляр; 8 - секундомір.

Для визначення часу t протікання крізь капіляр фіксованого об'єму досліджуваної рідини необхідно, за допомогою груші (шприца), засмоктати досліджувану рідину в резервуар на декілька міліметрів вище верхньої позначки. Далі рідина вільно витікати з резервуара крізь капіляр 7. За допомогою секундоміра вимірюємо час t_x проходження рідини між позначками 5 і 6. Вимірювання занести в таблицю 1.2. Визначити час t .

Проводимо дослід для еталонної рідини (дистильована вода), та вносимо показники в таблицю 1.2.

Напишемо величини $V = \underline{\hspace{2cm}}$, $l = \underline{\hspace{2cm}}$, $R = \underline{\hspace{2cm}}$ і $h = \underline{\hspace{2cm}}$ які є сталими для даного капіляра.

Значення густини досліджуваної рідини ρ_x взяти рівним $\rho_x = (1120 \pm 0,5) \text{ кг/м}^3$, а густина дистильованої води $\rho_{em} = (1000 \pm 1) \text{ кг/м}^3$.

Таблиця 1.2. Результати виміру в'язкості рідини капілярним методом

№	Час протікання дослід. рідини, t_x , с	Густина дослід. рідини, ρ_x кг/м ³	В'язкість дослід. рідини η , Па·с	Час протікання дистил. води, $t_{етал}$, с	Густина дистил. води, $\rho_{етал}$, кг/м ³	В'язкість дистил. води η , Па·с

Визначити відносний $\eta_{відн}$ і абсолютний $\eta_{абс}$ коефіцієнти в'язкості досліджуваної рідини.

Коефіцієнта в'язкості дистильованої води $\eta_{ет}$ при температурі дослідження визначається за допомогою таблиці 1.3.

Таблиця 1.3. Коефіцієнта в'язкості дистильов. води від температури

$t^\circ \text{C}$	$\eta_{етал}$, Па·с	$t^\circ \text{C}$	$\eta_{етал}$, Па·с	$t^\circ \text{C}$	$\eta_{етал}$, Па·с
0	0.00179	21	0.00098	30	0.00080
5	0.00151	22	0.00096	40	0.00065
10	0.00131	23	0.00093	50	0.00055
15	0.00114	24	0.00091	60	0.00047
16	0.00111	25	0.00089	70	0.00041
17	0.00108	26	0.00087	80	0.00036
18	0.00106	27	0.00086	90	0.00032
19	0.00103	28	0.00084	100	0.00028
20	0.00100	29	0.00082	110	0.00026

З формули Гагена-Пуазейля, яка описує течію в'язкої рідини по циліндричній трубці, виходить, що за однаковими умовами течії за один і те ж час об'єм рідини V , що протік крізь цю трубку обернено пропорційний в'язкості рідини: $V \propto 1/\eta$.

Величину об'єму V можна оцінити по довжині заповнення трубки L за час протікання $V = \pi r^2 \cdot L$. Отже, відношення в'язкості рідин об'ємів, що протікають за визначений час, буде дорівнювати відношенню об'ємів або довжин:

$$\frac{\eta}{\eta_{\text{етал}}} = \frac{V_{\text{етал}}}{V} = \frac{L_{\text{етал}}}{L}.$$

Таким чином, вимірявши L і $L_{\text{ет}}$ можна визначити відносну в'язкість досліджуваної рідини:

$$\eta_{\text{відн}} = \frac{\eta}{\eta_{\text{етал}}} = \frac{L_{\text{етал}}}{L}.$$

Знаючи в'язкість еталонної рідини (води) при температурі дослідження, можна легко отримати абсолютне значення в'язкості досліджуваної рідини.

Висновок:

Контрольні питання

1. Реологія та гемореологія - основні положення
2. Закон Стокса та його фізичний зміст.
3. Основне рівняння динаміки рідини.
4. Ламінарна і турбулентна течія рідини. В чому полягають відмінності стаціонарної і нестаціонарної течії рідин, ламінарної і турбулентної течій?
5. Що таке градієнт швидкості рухомої рідини? В яких одиницях він вимірюється?
6. Рівняння Пуазейля, Гагена - Пуазейля. Гідравлічний опір.
7. Внутрішнє тертя в реальній рідині.
8. Формула Ньютона для сил внутрішнього тертя.
9. Дайте визначення коефіцієнта в'язкості і вкажіть одиниці його вимірювання (абсолютне і відносне значення).
10. Ідеальна і реальна рідини.
11. Чим обумовлена в'язкість рідини і від яких параметрів вона залежить?
12. Методи визначення в'язкості рідини
13. Що таке число Рейнольдса і який його фізичний зміст?
14. У чому полягає фізичний зміст рівняння нерозривності потоку та рівняння Бернуллі?

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА №2-2

Вивчення основних характеристик руху крові та визначення параметрів артеріального тиску

Мета: Засвоїти основи гемодинаміки, опанувати фізичні методи дослідження та визначення параметрів кров'яного тиску людини, зрозуміти принципи побудови приладів для вимірювання артеріального тиску (АТ) крові.

Обладнання: механічні, напівавтоматичні та автоматичні тонометри з манжетою на передпліччі; автоматичні сфігмоманометри з манжетою на зап'ясті; секундомір.

Теоретичні відомості

Рух крові в системі кровообігу

Рух крові в системі кровообігу визначається двома силами:

- 1) тиском, під яким вона знаходиться в судинах;
- 2) опором, який виникає при її русі в судинах.

Рухійною силою руху крові служить різниця тисків, яка виникає на початку і в кінці судини.

Майже у всіх відділах судинної системи кров рухається циліндричними шарами. Такий рух крові має назву **ламінарного**.

Форменні елементи крові складають центральний, осьовий потік, плазма рухається біля судинної стінки. Чим менший діаметр судини, тим ближче форменні елементи знаходяться до судинної стінки і тим більше гальмується рух крові. Це впливає на визначення швидкості кровотоку у різних ділянках судинного русла.

Турбулентний рух крові має характерні завихріння. Такий рух крові звичайно виникає в місцях розгалуження або звуження артерій, в ділянках загину судин та при інтенсивному фізичному навантаженні.

Основні поняття та параметри системної гемодинаміки та насосної функції серця

Артеріальний тиск — це сила крові, з якою вона діє на стінки судин. На рівень артеріального тиску впливають величина та швидкість серцевого викиду крові, частота і ритм серцевих скорочень, периферичний опір стінок артеріол.

Артеріальний тиск, який виникає в артеріях під час максимального підвищення пульсової хвилі після систоли шлуночків, називається **систолічним**. Тиск, який підтримується в артеріях під час діастоли внаслідок зниження їх тону, називається **діастолічним**.

Основні емпіричні формули для визначення нормального тиску:

для чоловіків $AT_{сист.} = 109 + 0,5 \cdot \text{вік} + 0,1 \cdot \text{маса тіла};$

$$AT_{диаст.} = 74 + 0,1 \cdot \text{вік} + 0,15 \cdot \text{маса тіла}.$$

для жінок $AT_{сист.} = 102 + 0,7 \cdot \text{вік} + 0,15 \cdot \text{маса тіла};$

$$AT_{диаст.} = 78 + 0,17 \cdot \text{вік} + 0,1 \cdot \text{маса тіла}.$$

Величинами артеріального тиску крові, в фізіологічній нормі, для молоді вважають 110-120 мм.рт.ст. – максимальний (систолічний) і 70-80 мм. рт. ст. – мінімальний (діастолічний) тиск. З віком та збільшенням маси тіла тиск крові зростає.

Підвищення систолічного або діастолічного тиску вище верхньої межі норми називається **артеріальною гіпертензією**. Зниження систолічного тиску нижче 100 мм.рт.ст. і діастолічного нижче

60 мм рт.ст. називається **артеріальною гіпотонією**.

Різниця між систолічним і діастолічним тиском складає **пульсовий тиск, [мм рт.ст.]**:

$$ПТ = АТ_{суст} - АТ_{діаст},$$

де $АТ_{суст}$ – систолічний тиск, $АТ_{діаст}$ – діастолічний тиск.

Середній тиск визначається сумою величин діастолічного тиску і 1/3 частки пульсового тиску.

Одним з показників функціонального стану серцево-судинної системи є **подвійний добуток (ПД)**, яке опосередковано відображає споживання міокардом кисню і величину коронарного кровотоку, [умовних одиниць]:

$$ПД = (ЧСС \cdot АТ_{суст}) / 100,$$

де ЧСС – частота серцевих скорочень.

У спортсменів з ростом тренованості в умовах відносного спокою і при виконанні помірних фізичних навантажень величина ПД знижується в результаті більш економного витрачання міокардом кисню. При порогових навантаженнях ПД у спортсменів вище, ніж у нетренованих людей, що пояснюється збільшенням здатності тренованого серця до споживання кисню.

Ударний або систолічний об'єм (УОК) – об'єм крові, що виштовхується серцем за одне скорочення. Розраховується за допомогою формули Старра:

$$УОК = 90,97 + 0,54 \cdot ПТ - 0,57 \times АТ_{діаст} - 0,61 \cdot \text{вік},$$

де УОК - ударний об'єм крові (мл), ПТ- пульсовий артеріальний тиск (мм рт. ст), $АТ_{діаст}$ – діастолічний артеріальний тиск (мм рт. ст.), вік – вік обстежуваного (кількість років).

Хвилинний об'єм кровообігу (ХОК), [л/хв або мл/хв],

характеризує загальну кількість крові, що перекачується правим і лівим відділом серця протягом однієї хвилини в серцево-судинній системі. Залежить від віку, статі, маси тіла, температури навколишнього повітря, інтенсивності фізичного навантаження.

$$\text{ХОК} = \text{УОК} \cdot \text{ЧСС},$$

де ХОК - хвилинний об'єм кровообігу, ЧСС - частота серцевих скорочень.

Серцевий індекс, [л / (хв·м²)] – це величина хвилинного об'єму кровообігу, поділена на площу поверхні тіла в м² (ППТ). Застосовують, щоб нівелювати вплив індивідуальних антропометричних відмінностей на величину ХОК. Середні величини серцевого індексу СІ коливаються від 2 до 4 л / (хв·м²).

$$\text{СІ} = \text{МОК} / \text{ППТ}$$

де площа поверхні тіла людини вираховується:

$$\text{ППТ} = (\text{Вага} + 100 + (\text{зріст} - 60)) / 100.$$

Ударний індекс (УІ), [л/м²] – відношення ударного об'єму до площі поверхні тіла (ППТ). Розраховують за формулою:

$$\text{УІ} = \text{УО} / \text{ППТ}.$$

Методи вимірювання артеріального тиску

Існує прямі та непрямі методи вимірювання артеріального тиску. **Інвазивний** (прямий) метод вимірювання артеріального тиску (АТ) використовується в стаціонарах при хірургічному втручанні, коли введення в артерію пацієнта зонда з датчиком тиску необхідно для безперервного контролю рівня тиску. Перевагою цього методу є те, що тиск вимірюється постійно, при цьому будується крива тиск/час. Однак пацієнти з інвазивним моніторингом АТ вимагають

неперервного спостереження через небезпеку розвитку важкої кровотечі у випадку від'єднання зонда, утворення гематоми або тромбозу в місці пункції, приєднання інфекційних ускладнень.

Більш розповсюдженими в клінічній практиці є **неінвазивні** (непрямі) методи визначення АТ. Залежно від принципу, покладеного в основу їх роботи, розрізняють методи: пальпаторний, аускультативний і осцилометричний.

Пальпаторний метод припускає поступову компресію або декомпресію кінцівки в області артерії та пальпацію її нижче місця здавлювання. Систолічний АТ (САТ) визначається по тиску в манжеті, при якому з'являється пульс, діастолічний АТ (ДАТ) – в момент, коли пульс помітно знижується або виникає прискорення пульсу.

Аускультативний метод вимірювання АТ було запропоновано в 1905 р. М.С. Коротковим. Типовий прилад для визначення тиску по методу Короткова (сфігмоманометр або тонометр) складається з пневмоманжети, груші для нагнітання повітря з регульованим клапаном для втравлювання та пристрою, що вимірює тиск в манжеті. Використовуються ртутні, спиртові, стрілочні або електронні манометри. Вислуховування проводиться стетоскопом або мембранним фонендоскопом з розташуванням чутливої головки біля нижнього краю манжети над плечовою артерією без значного тиску на шкіру. САТ визначають при декомпресії манжети в момент появи першої фази тонів Короткова, а ДАТ – в момент їхнього зникнення.

Аускультативна методика визнана як референтний метод неінвазивного визначення АТ (рис.2.1), незважаючи на трохи занижені значення для САТ і завищені – для ДАТ у порівнянні з цифрами, отриманими шляхом інвазивного вимірювання.

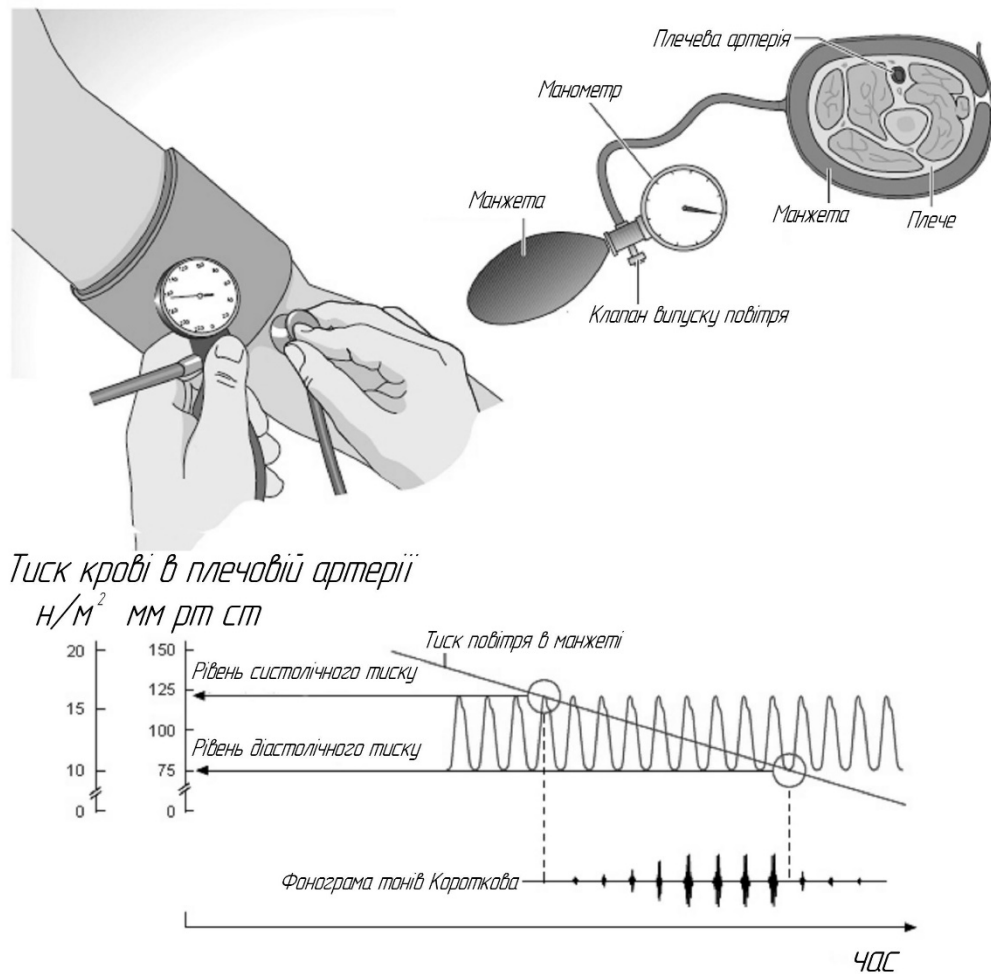


Рис.2.1 Аускультативна методика вимірювання артеріального тиску

Важливими перевагами методу є більш висока стійкість до порушень ритму серця та рухів руки під час вимірювання. Однак метод також має ряд істотних недоліків, пов'язаних з високою чутливістю до шумів у приміщенні, перешкод, що виникають при терті манжети об одяг, а також необхідності точного розташування мікрофона над артерією. Точність реєстрації АТ істотно знижується при низькій інтенсивності тонів, наявності "аускультативного провалу" або "нескінченного тону". Похибка вимірювання АТ цим методом складається з похибки самого методу, похибки манометра, а також точності визначення моменту зчитування показників, становлячи приблизно 7-14 мм рт. ст.

Прилади для вимірювання параметрів артеріального тиску

В залежності від способу нагнітання повітря в манжету електронні сфигмоманометрами поділяються на механічні, напівавтоматичні, автоматичні з манжетою на плече та автоматичні з манжетою на зап'ясті. Структурно-функціональні блоки схеми роботи приладів для вимірювання артеріального тиску (механічний, напівавтоматичний та автоматичний) зображено на рис. 2.3.

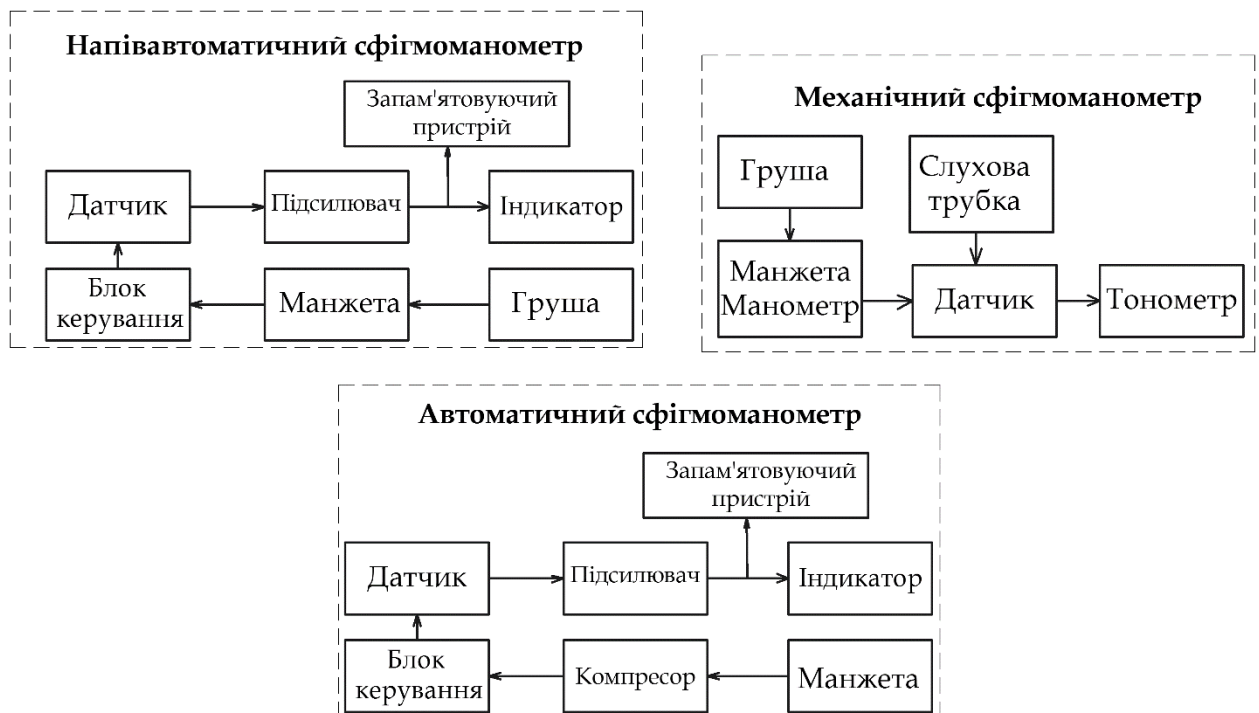


Рис.2.3 Структурно-функціональні блоки різних типів сфигмоманометрів

Головним недоліком механічних сфигмоманометрів є вплив людського фактору на вимірювання тиску, таких як індивідуальна сповільненість реакцій людини, що проводить дослід, порушення слуху і зору також може вплинути на об'єктивність показань вимірювань. Тому автоматичні і напівавтоматичні сфигмоманометри є більш надійними, так як в них вимірює тиск електроніка, вже налаштована і перевірена виробником.

Порядок виконання лабораторної роботи

1. Ознайомитись з приладами для визначення артеріального тиску (рис.2.4).

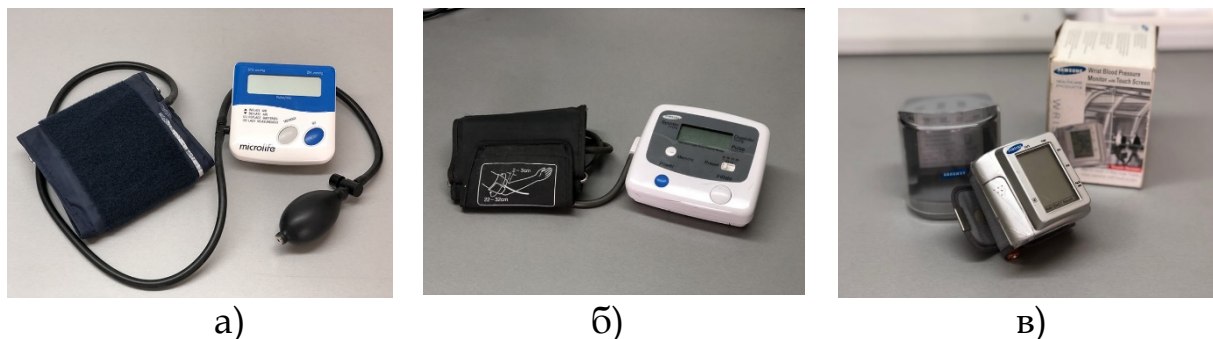


Рис.2.4. Електронні сфігмоманометрами: а) напівавтоматичні, б) автоматичні з манжетою на плече; в) автоматичні з манжетою на зап'ясті

2. Відповідно обраному приладу на праву руку оголеного плеча накласти манжету, так, щоб її нижній край перебував на 2–2,5 см вище ліктьової ямки, а між манжетою і поверхнею плеча проходив палець.

У випадку використання автоматичного вимірювача з манжетою на зап'ясті, манжету одягають відповідно на зап'ястя так, щоб прилад знаходився з внутрішньої сторони руки.

Далі проводимо вимірювання артеріального тиску та частоти серцевих скорочень результати заносимо в таблицю 2.1. Повторюємо вимір кожним приладом 3 рази.

Таблиця 2.1. Результати вимірювання

№	Сфігмоманометр 1			Сфігмоманометр 2			Сфігмоманометр 3		
	АТ _{сист.} мм. рт. ст.	АТ _{діас.} мм. рт. ст.	ЧСС	АТ _{сист.} мм. рт. ст.	АТ _{діас.} мм. рт. ст.	ЧСС	АТ _{сист.} мм. рт. ст.	АТ _{діас.} мм. рт. ст.	ЧСС
1									
2									
3									
Σ									

Використовуючи формулу розрахувати середній систолічний тиск для кожного з приладів

$$AT_{cисм.ср} = \sum_{i=1}^n \frac{(AT_{cисм})_i}{n}$$

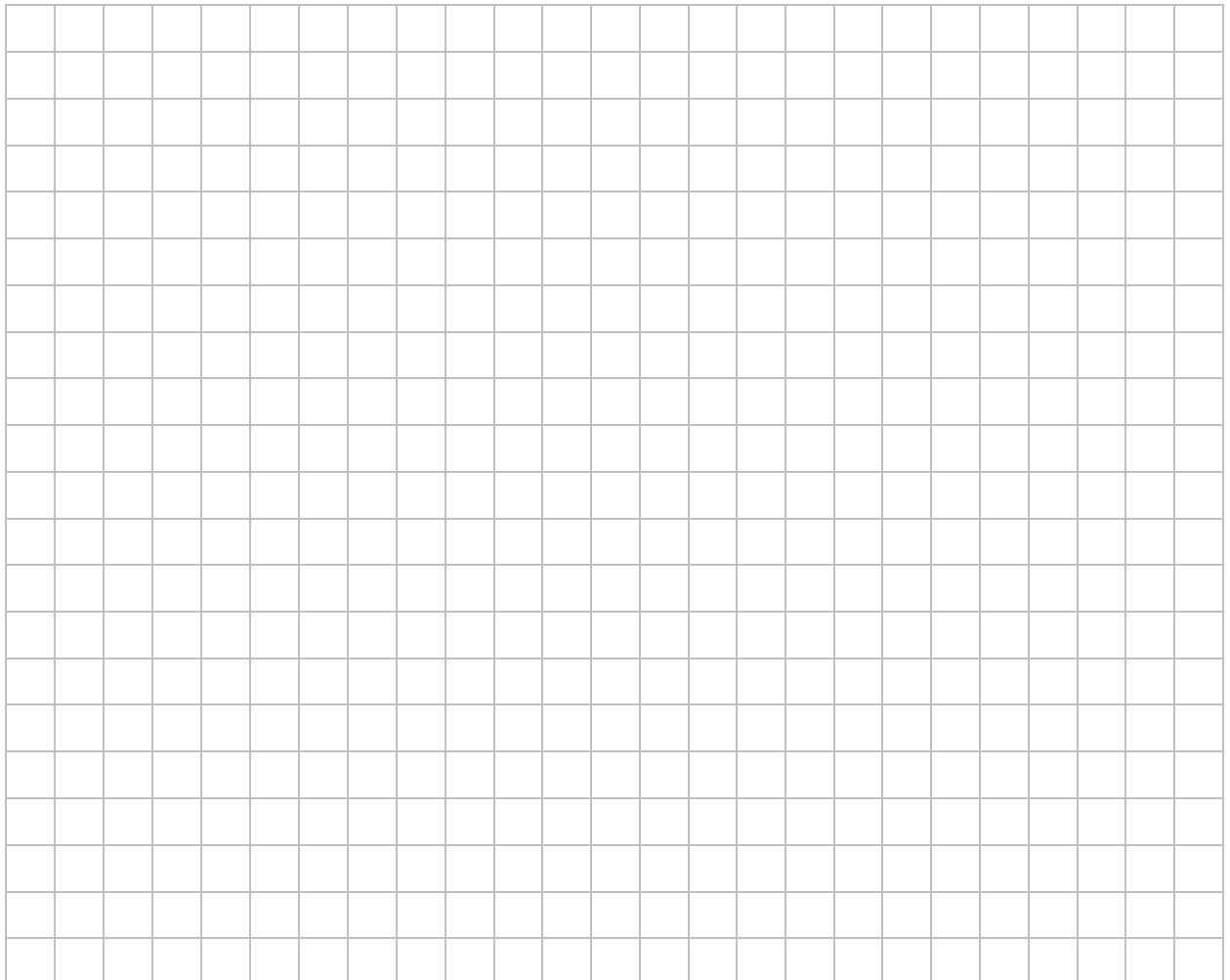
3. Розрахувати різницю по модулю між отриманими значеннями та середнім(абсолютна похибка)

$$\Delta(AT_{cисм})_i = (AT_{cисм})_i - AT_{cисм.ср}$$

$$\Delta_{ср} = \sum_{i=1}^n \frac{(\Delta AT_{cисм})_i}{n}$$

Розрахувати відносну похибку для кожного приладу, якими було проведено дослідження артеріального тиску

$$\delta = \frac{\Delta_{ср.}}{AT_{cисм.ср}} \cdot 100\%$$



Результати розрахунку занести в таблицю 2.2 та зробити висновки.

Таблиця 2.2. Результати розрахунку

№	Сфігмоманометр 1	Сфігмоманометр 2	Сфігмоманометр 3
	$\Delta AT_{сист}$	$\Delta AT_{сист}$	$\Delta AT_{сист}$
1			
2			
3			
Δ_{cp}			
δ			

Висновок:

Контрольні питання

1. Що таке пульсова хвиля.
2. Чим відрізняються систолічний і діастолічний тиск.
3. Методи вимірювання артеріального тиску
4. Ударний або систолічний об'єм крові.
5. Огляд, принципи побудови та класифікація приладів і систем для вимірювання артеріального тиску.

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА 3-2

Методи реєстрації деформації ділянки тіла

Мета: вивчити фізичні основи реографії, набути навички роботи з клінічним реографом, дослідити зв'язок між змінами об'єму і опору еластичної судини.

Обладнання: біодіагностичний комплекс KL-720, головний модуль для медичних досліджень KL-72001, модуль для виміру імпедансу KL75009, п'яти-провідниковий кабель KL-79101, електроди, перемички.

Теоретичні відомості

Основи реографії

Реографія це метод реєстрації деформацій ділянки тіла (змінення об'єму) зі змінюванню його електричних параметрів (опору). Робоча частота, на якій здійснюється вимірювання опору реографом, і, отже, частота високочастотного струму, що пропускається крізь тканини, вибирається в діапазоні частот 30 – 200 кГц.

У момент систоли серце викидає в артеріальне русло певний обсяг крові, який, володіючи більш високою електропровідністю, зменшує опір досліджуваного ділянки. Реєструючи зміну опору, можна зробити певні висновки про величину пульсового об'єму крові і швидкості кровотоку в судинах. Тому аналіз реограмм вимагає ретельної клінічної інтерпретації.

При реографічному дослідженні через ділянку тіла людини пропускають змінний струм високої частоти і малої сили. Струм створюється генератором, частота струму до 500 кГц, а сила струму - не більше 10 мА. Такі струми нешкідливі для організму і не

відчуваються досліджуванним.

Густина цього струму найбільша на ділянках з великою електропровідністю. Електропровідність різних тканин неоднакова і залежить від особливостей будови даної тканини. Найбільшою електропровідністю володіють кров, міжклітинна та спинномозкова рідина, найменшою - шкіра, кістки. Отже, змінення опору ділянки, буде залежати від кровонаповнення і синхронно змінюватися з діяльністю серця.

Основні положення реографії:

- змінення об'єму ділянки ΔV пропорційна змінюванню його електричного опору ΔR :

$$\Delta V \sim \Delta R.$$

- змінення кровонаповнення органу (або ділянки) можна знайти з рівняння нерозривності потоку для нестационарного потоку рідини, враховуючи об'ємну швидкість притоку $Q_{\text{приток}}(t)$, і відтоку $Q_{\text{відток}}(t)$, рідини до ділянки, що розглядається:

$$\Delta V = \int [Q_{\text{приток}}(t) - Q_{\text{відток}}(t)] dt.$$

Змінення об'єму ділянки відбувається через відмінності об'ємних швидкостей кровотоку на даній ділянці по артеріальним судинам $Q_a(t)$ і по венозним судинам $Q_v(t)$:

$$\Delta Q(t) = Q_a(t) - Q_v(t)$$

Диференціальна реограма це крива, яка відображає швидкість змінювання об'єму ділянки:

$$\frac{dV(t)}{dt} \propto \frac{dR(t)}{dt}$$

Величина об'ємної швидкості течії рідини визначається рівнянням Гагена-Пуазейля:

$$Q(t) = \frac{\Delta P(t)}{X(r, \eta)},$$

де $\Delta P(t)$ - змінення тиску, $X(r, \eta)$ - гідравлічний опір, залежний від радіусу судини r і в'язкості рідини η .

Змінювання тиску $\Delta P(t)$ можна оцінити з рівняння об'ємної деформації ділянки:

$$\Delta P(t) = \frac{\chi \cdot \Delta V(t)}{V_0}$$

де χ - модуль об'ємної пружності.

Як виходить з цих рівнянь, змінення величини $\Delta V(t)$ буде залежати не тільки від форми змінювання в часі $Q_{\text{приток}}(t)$, і $Q_{\text{відток}}(t)$, (що спостерігається при змінюванні хвилинного об'єму крові (ХОК) або ударного об'єму серця (УО)), а й при зміненні тонуусу судин (модуль χ) і їх просвіту (радіус r), що знаходяться під контролем нервової і гуморальної систем організму. З цього виходить, що одному і тому ж значенню кровотоку Q (або ХОК) можуть відповідати різні значення амплітуди реограми, тобто однозначного зв'язку між $\Delta R / \Delta t$ і кровотоком Q встановити складно.

Величина змінювання об'єму ΔV пропорційна ударному об'єму серця $УО$, величина V - об'єму тіла V_m , що пропорційне вазі тіла $P = k \cdot V_m$, і якщо відомо значення P і ΔR , то можна визначити величину ударного об'єму серця (УО):

$$УО = k \cdot P \frac{\Delta R}{R},$$

де k - деякий постійний коефіцієнт, який визначається емпірично.

Форма імпедансної реоплетизмограми та її якісна і кількісна оцінка

При аналізі реограмм враховують їх якісні характеристики та кількісні показники. При аналізі форми кривої реоплетизмограми (РГ) вивчають висхідну частину (крутизну наростання), вершину (загостреність), низхідну частину (положистість), наявність інцизури і дикротичної хвилі (рис.3.1).

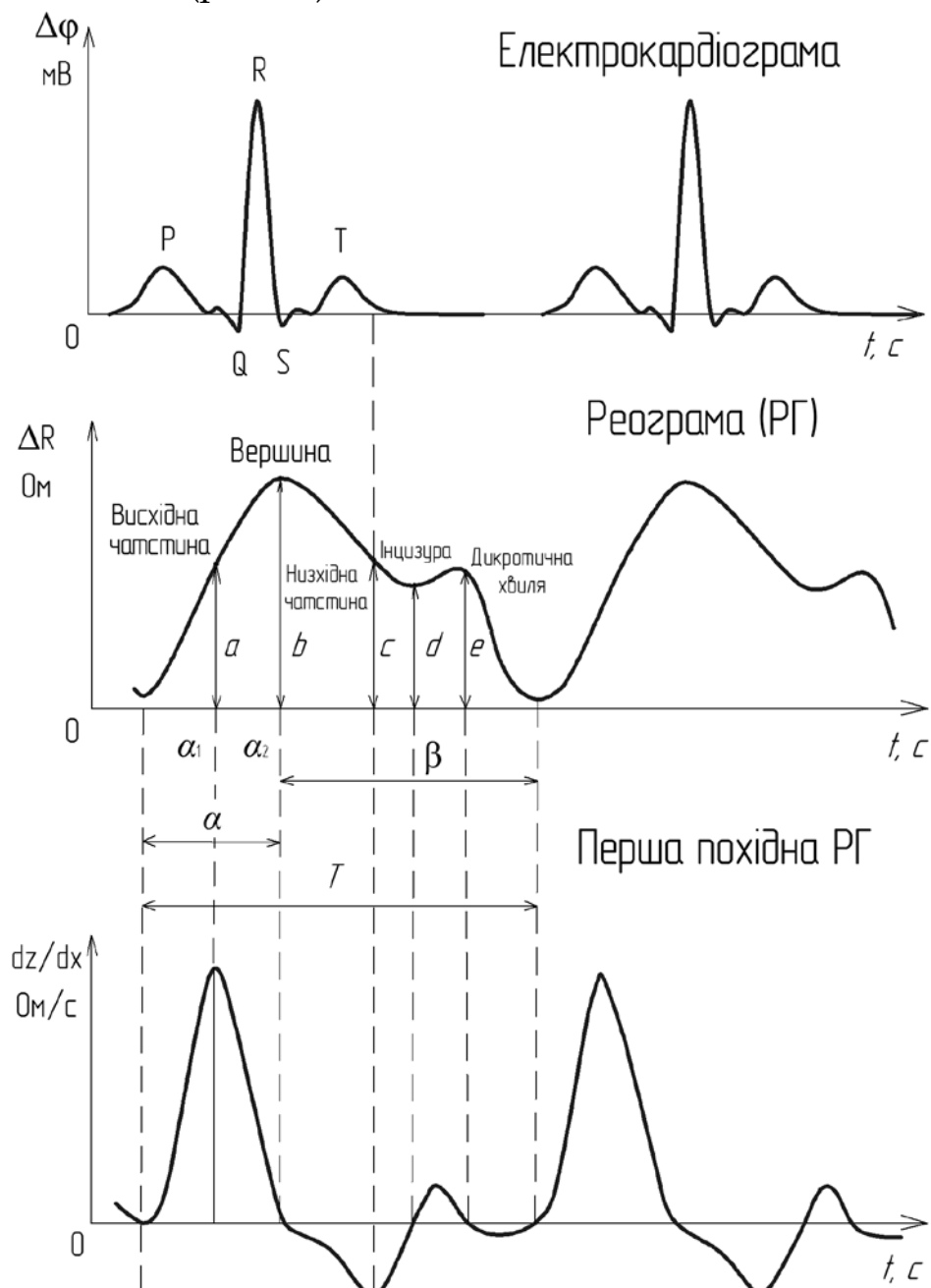


Рис.3.1. Тимчасова проекція електрокардіограми, реограми і її першої похідної

Якісні характеристики реограми засновані на описі форми кривої та знаходженню амплітудно-частотних характеристик та мають наступні визначення її частин:

- **Висхідна частина**, що відображає артеріальний кровонаповнення та може бути: крута, полого, горбоподібна;
- **Вершина**, яка відповідає моменту, коли приплив крові дорівнює відтоку, швидкість кровонаповнення дорівнює нулю та набуває наступних форм: гостра, загострена, плоска, ракоподібна, роздвоєна;
- **Низхідна частина** характеризує венозний відтік та може бути крута або полого;
- **Дикротична хвиля**, що відповідає діастолічній хвилі та буває взагалі відсутня, згладжена, чітко виражена, розташована в середині, близька до вершини або основи кривої.

При нормальній напрузі судинних стінок висхідна частина реограми - крута, вершина гостра, частина, що спадає - полого та містить дикротичну хвилю розташована в середині низхідній частини.

Амплітудно-частотні характеристики можна виділити при одночасній реєстрації з РГ її першої похідної дозволяє. До них відносяться:

- **Основна амплітуда b** - визначається по висоті кривої в момент рівності нулю її похідною (відображає інтенсивність артеріального кровонаповнення).
- **Амплітуда швидкого кровонаповнення a** - значення РГ в момент максимального значення другої похідної реограми.
- **Час підйому висхідної частини (α)** - відрізок часу від початку запису РГ до моменту часу відповідній амплітуді

$$\alpha_1 + \alpha_2 = \alpha$$

де α_1 - час швидкого кровонаповнення, відображає тонус великих судин; α_2 - час повільного кровонаповнення, відображає наповнення середніх і дрібних артерій органу і тканин.

- **Час низхідній частини (β)** - відрізок часу від моменту досягнення вершини до завершення кривої. У загальному випадку

$$T = \alpha + \beta,$$

де T - період серцевого циклу.

Амплітуда нижчої точки інцизури (d) - визначається за значенням РГ в момент часу, коли друга похідна реограми дорівнює нулю на початковій ділянці низхідній частині кривої.

При аналізі реограми використовують індекси

Реографічний індекс (PI) - відношення основної амплітуди РГ до амплітуді каліброваного імпульсу (характеризує величину об'ємного кровотоку досліджуваної області в одиницю часу):

$$PI = (b / y) \cdot R_k,$$

Де b – основна(максимальна) амплітуда реограми; y - амплітуда калібрувального імпульсу (см); R_k - величина калібрувального імпульсу (Ом).

Показник тону судин (ПТС) - відношення часу підйому висхідної частини до періоду серцевого циклу:

$$ПТС = (\alpha / T) \cdot 100\%.$$

Індекс еластичності (ІЕ) - відношення амплітуд швидкого і повільного кровонаповнення:

$$ІЕ = (a / c) \cdot 100\%.$$

Індекс периферичного опору (ІПС) - відношення амплітуд інцизури і швидкого кровонаповнення:

$$\text{ІПС} = (d / a) \cdot 100\%.$$

Хід роботи

1. Ознайомитись з будовою та роботою біодіагностичного комплекс KL-720, модулю для виміру імпедансу KL75009, блок схема роботи зображена на рис.3.2 Згідно з інструкцією біодіагностичного комплексу KL-720 і його підготовки проведіть налаштування модулю KL75009 відносно головного модуля KL720.

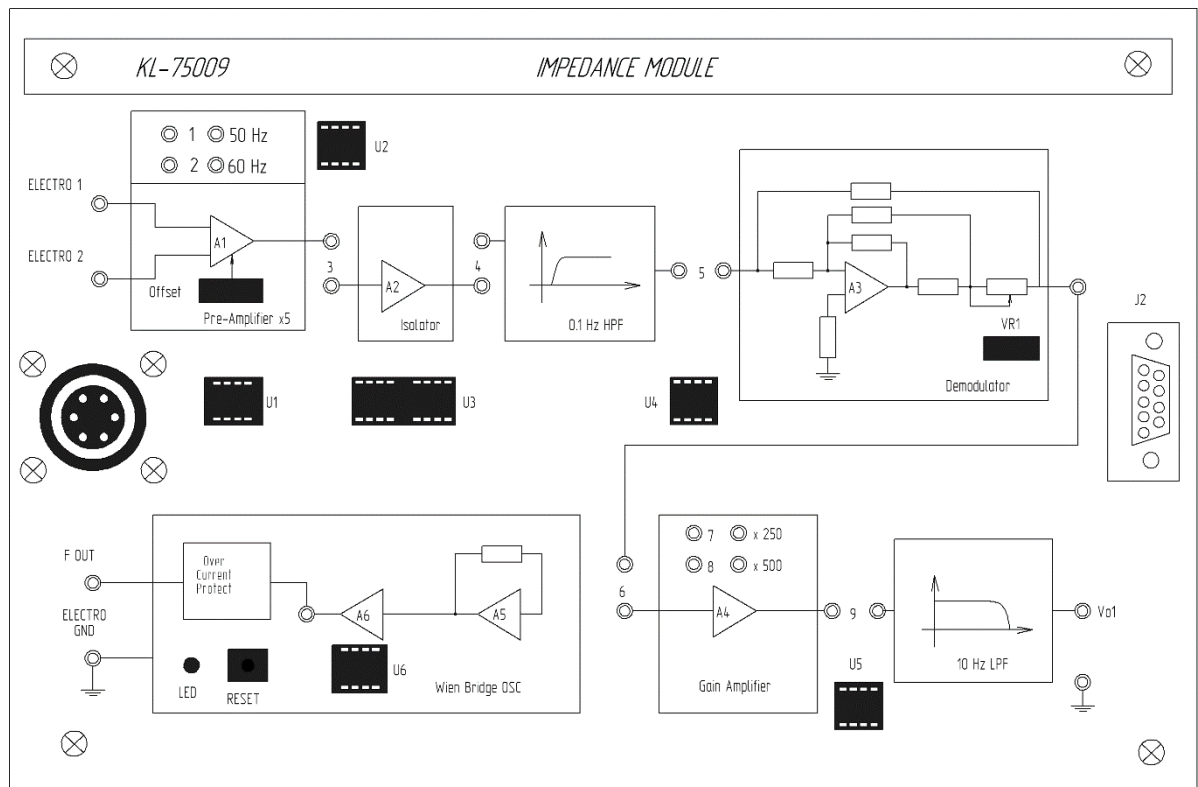


Рис.3.2. Модуль для визначення опору KL-75009

Ізольований елемент запобігає виникненню електроудару, при витіканні з джерела енергії або вимірювального блоку. Генератор складається з мосту Віна формує синусоїдальну хвилю частотою 50 кГц, що проходить через джерело постійного струму, а потім

надсилається до тіла за допомогою контактних електродів. Інша пара електродів використовується для вимірювання сигналу опору. Попередній підсилювач складається з вимірювального підсилювача, який підсилює сигнал до 5 та виділяє однополярний сигнал з векторних сигналів. Демодулятор складається зі схеми двухнапівперіодного випрямляча відділяє сигнал опору при низькій частоті від несучого сигналу з частотою 50 кГц. Смуговий фільтр 0.1 ~ 10 Гц формує сигнал опору, пов'язаний зі зміною хвилинного серцевого викиду.

Встановіть на модуль перемички в положення 1 або 2 (відповідно до частоти місцевої мережі електроживлення), 3, 4, 5, 6, 7 (підсилення «250») і 9.

2. Шкіру пацієнта необхідно протерти спиртовими тампонами в місцях розміщення електродів (рис.3.3) чи контактною рідиною, для зменшення опору між шкірою і електродом. Встановити електроди відповідно схеми.

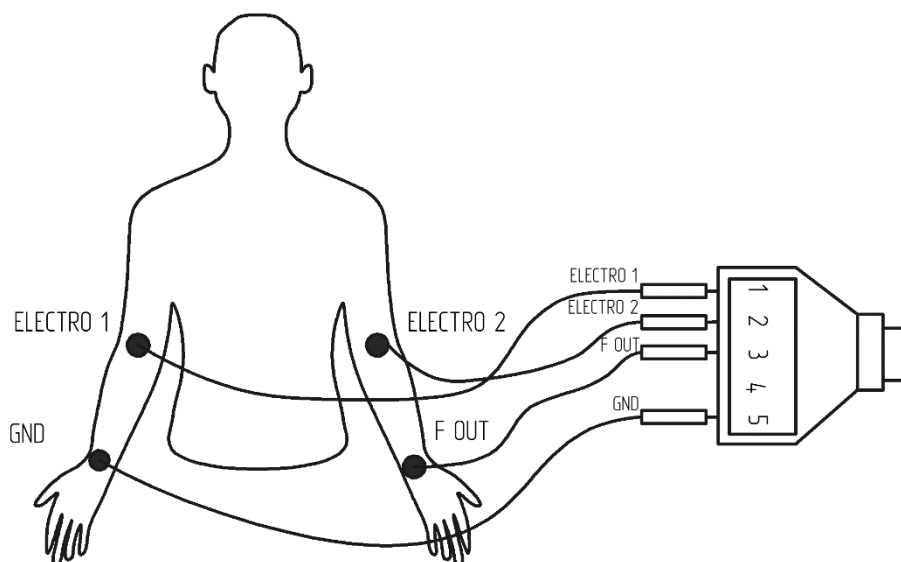


Рис.3.3 Розташування електродів

3. Пацієнт повинен стояти спокійно і не рухати руками.

4. За допомогою системи біомедичних вимірювань KL-720 записати форму сигналу на комп'ютер.
5. За отриманими даними побудувати графік та розрахувати показник тону судин (ПТС), індекс еластичності (ІЕ), індекс периферичного опору (ІПС).



Висновок:



Контрольні питання

1. Що таке реографія?
2. Основні положення реографії
3. Імпеданс біологічної тканини.
4. Електричні властивості біологічних тканин
5. Форма імпедансної реоплетизмограми та її якісна і кількісна оцінка.
6. Амплітудно-частотні характеристики реограми.
7. Якісні характеристики реограми.
8. Аналіз реограми за індексом.
9. Будова реограми.
10. Зв'язок деформації і змінення імпедансу, пояснення природи реограми (амплітуди і форми сигналу) за допомогою основних рівнянь реології.
11. Чи впливає швидкість кровотоку (лінійна, об'ємна) на амплітуду реограми?

ТЕМИ СЕМІНАРІВ ДО РОЗДІЛУ II

1. Реологічні та гемодинамічні параметри крові.
2. Модель Франка. Пульсова хвиля.
3. Методи та засоби вимірювання параметрів артеріального тиску.
4. Термодинаміка біосередовищ.
5. Організм як відкрита система.
6. Термометрія та калориметрія.
7. Кріомедицина.
8. Фізичні особливості біологічних мембран.
9. Параметри мембран.
10. Обмін речовин та енергій в мембранах.
11. Транспортування речовин через мембрани.
12. Методи та засоби вимірювання в'язкості біологічних рідин.
13. Імпеданс біологічних тканин.
14. Реографія.

**РОЗДІЛ 3. ОСНОВИ ЕЛЕКТРО ТА МАГНІТОДИНАМІЧНИХ
ПРОЦЕСІВ В БІОЛОГІЧНОМУ СЕРЕДОВИЩІ**

*Життєдіяльність живого **організму** зв'язана з активними процесами обміну речовинами, енергією та інформаційними потоками. В організмі протікають іонні струми на ділянках живої біологічної тканини між різними потенціальними зонами. Протікання такого струму породжує магнітне поле навколо провідника зі струмом. Як електричний струм, так і магнітне поле біологічного об'єкта є важливими діагностично значимими параметрами метаболізму. Реєстрація цих сигналів дає можливість встановлювати діагноз реального стану організму людини.*

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА 1-3

**Вивчення основних біофізичних характеристик, які виникають в
серцевому м'язі під час серцевого циклу**

Мета: Ознайомитися та дослідити явища електричної активності, що виникає в період циклів серцевих скорочень за допомогою електрокардіографу.

Обладнання: Електрокардіограф ЕК1Т-03М2.

Теоретичні відомості

Біофізичні і фізіологічні основи електрокардіографії

Система кровообігу включає серце, котре виконує функцію насоса, кровоносні судини, завдяки яким здійснюється транспортування та перерозподіл крові в організмі, а також регуляторні механізми – нервові та гуморальні.

Серце – це порожнистий м'язовий орган, де поздовжня

перегородка ділить серце на праву і ліву половини, які в свою чергу поділяються на передсердя та шлуночки, тобто серце має чотири камери.

Основні властивостей серцевого м'язу: збудливість, провідність нервового імпульсу, скоротливість та функція автоматизму.

Збудливість міокарду це властивість відповідати збудженням на дію подразників, що характеризується значно більшою тривалістю потенціалу дії до 300 мс (в скелетному м'язі близько 2 мс) та сприяє нагнітальній функції серця, що обумовлено. У потенціалу дії скоротливих кардіоміоцитів (рис.1.1) виділяють п'ять фаз розвитку.

Фаза 0 (швидка деполяризація) – внутрішній іонний потік, викликаний відкриттям швидких натрієвих каналів, стає досить великим, щоб подолати зовнішній потік через калієві канали

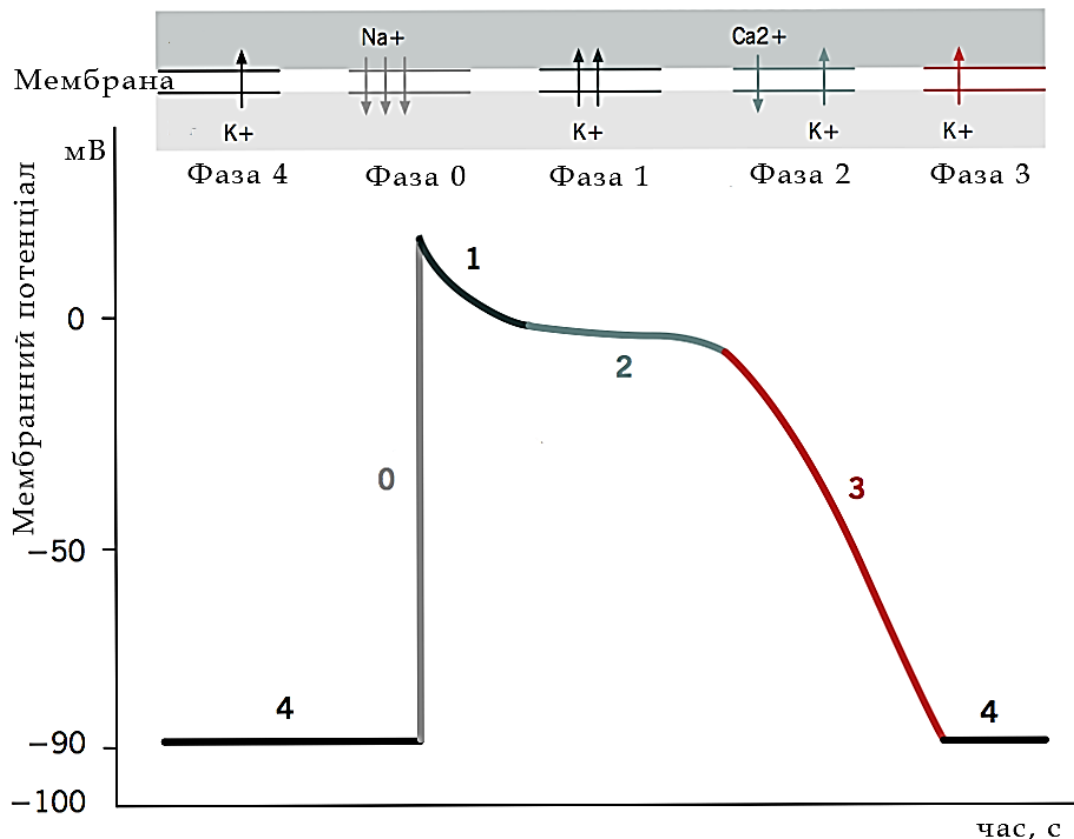


Рис.3.1. Розвиток потенціалу дії типових клітин міокарда шлуночків та періоди їх рефрактерності

Розділ 3. Електро і магнітодинамічні процеси в біології

Фаза 1 (швидка початкова реполяризація) – відбувається в результаті інактивації швидких натрієвих каналів і току іонів калію всередину клітини

Фаза 2 (плато) – період повільного згасання. Відбувається в основному за рахунок надходження іонів кальцію всередину клітини через повільні кальцієві канали. Також відбувається повільне закриття/інактивація деяких натрієвих каналів.

Фаза 3 (кінцева реполяризація) – потік іонів кальцію всередину клітини знижується, домінуючим стає потік калію назовні.

Фаза 4 (електрична діастола) – мембрана переходить у стан спокою. Відновлення мембранного потенціалу спокою.

Провідність це здатність передавати збудження, що забезпечується низьким електричним опором щілинновидних контактів (нексусів) між елементами атипічного і робочого міокарда, а також в області вставних пластинок, які поділяють кардіоміоцити. Хвилі збудження проходять по волокнам серцевого м'яза з неоднаковою швидкістю:

- атипові волокна провідникової системи – 3-5 м/с,
- типові (скоротливі) волокна робочого міокарду:
 - передсердя 0,8-1,0 м/с
 - шлуночки 0,8-0,9 м/с

Скоротливість серцевого м'яза обумовлює збільшення напруги або укорочення його м'язових волокон під час збудження. Збудження і скоротливість є функціями різних структурних елементів м'язового волокна. Збудження – це функція поверхневої клітинної мембрани, а скорочення – функція міофібрил.

Функція автоматизму це здатність міокарда (збуджуватись і

скорочуватись) генерувати електричні імпульси в провідній системі серця при відсутності зовнішніх збуджень.

Градiєнт автоматизму – ступiнь автоматизму тим вищий, чим ближче розташована дiлянка до синоатріального вузла:

- Передсердний вузол (синоатріальний) – 60-80 імп./хв
- Передсердно-шлуночковий вузол (атріовентрикулярний) – 40-50 імп./хв
- Пучок Гіса – 30-40 імп./хв
- Волокна Пуркінє – 20 імп./хв

Рефрактерність – неможливість збуджених клітин міокарда знову активуватися при виникненні додаткового імпульсу.

Серцевий цикл

Дiяльність серця являє собою чергування скорочення та розслаблення передсердь та шлуночків у певній послiдовності. Серцевий цикл складається з трьох фаз:

I фаза – систола (скорочення) передсердь триває близько 0,1с (при ЧСС 60-75 уд/хв.). Починається скорочення передсердя (тиск підвищується до 8 мм рт. ст) з м'язових пучків, які охоплюють гирла вен, що попереджує зворотний рух крові по градієнту тиску із передсердь в вени та надходить останньої порції крові, яка складає від 8% до 30% від всього об'єму крові, що надходить в шлуночок при його діастолі, всього у шлуночках 110 – 140 мл крові.

II фаза – систола шлуночків, триває 0,33 с. Систола шлуночка складається з 2-ох періодів:

- **Період напруження (0,08 с):**
 - а) фаза асинхронного (неодночасного) скорочення (0,05 с).
- Хвиля збудження поширюється по міокарду шлуночків: не

змінюється напруження міокарду шлуночків і тиск в ньому і не відбувається рух крові через порожнини серця, не змінюється положення клапанів.

б) фаза ізометричного скорочення (0,03 с) починається, коли відбувається підвищення тиску в шлуночках внаслідок чого закриваються атріовентрикулярні клапани та відбувається скорочення шлуночків при закритих стулкових клапанах де відбувається ізометричне скорочення що зумовлює дуже значне підвищення тиску (від 8 до 70-80 мм рт. ст.) за дуже короткий відрізок часу, тому відкриваються півмісяцеві клапани.

- Період вигнання (0,25 с):

а) фаза швидкого вигнання (0,12 с) починається з відкриття півмісяцевих клапанів, яке відбувається, як тільки тиск в шлуночках стане вищим, ніж в аорті і легеневого стовбурі. Шлуночки скорочуються і виштовхують кров в судини. Під час цієї фази спостерігається підвищення тиску в судинах – до 130 – 140 мм рт. ст. в аорті.

б) фаза повільного вигнання (0,13 с), під час цієї фази вигнання продовжується, але шлуночки виганяють менший об'єм крові, відтік крові із аорти і легеневого стовбуру більший від її притоку, градієнт тиску між судинами і шлуночками зменшується. Під час періоду вигнання шлуночки викидають близько 50% крові.

III фаза діастола шлуночків (загальна пауза, всі чотири камери серця розслаблені), що триває 0,47 с та складається з трьох періодів:

- **Протодіастолічний період (0,04 с).** розслаблення шлуночків до закриття півмісяцевих клапанів, де в результаті розслаблення шлуночків тиск в них починає знижуватись і стає дещо нижчим, ніж в аорті, легеневого стовбурі, кров за градієнтом тиску починає рухатись не тільки в периферичні судини, а й назад у шлуночок. Зворотній тік крові закривають півмісяцеві клапани.
- **Ізометричне розслаблення шлуночків (0,08 с)** – період розслаблення шлуночків при закритих клапанах. Під час цієї фази в шлуночках знаходиться 70 – 80 мл крові та зменшується напруження міокарду і тиск в порожнині шлуночка в результаті цього відкривається атріовентрикулярні клапани і починається наступний період серцевого циклу.
- **Період наповнення шлуночків серця кров'ю:**
 - а) фаза швидкого наповнення (0,08 с) – шлуночки продовжують розслаблюватись, тиск продовжує знижуватись і в їх порожнину надходить кров
 - б) фаза повільного наповнення (0,17 с). Під час цієї фази продовжується повільний рух крові з вен в передсердя, а звідти – в шлуночки.
 - в) фаза наповнення, що пов'язана з систолою передсердь (0,1 с) під час якої в шлуночки надходить остання порція крові .

Робота серця супроводжується механічними, звуковими та електричними явищами. Електричні явища вивчають за допомогою методів електрокардіографії, векторкардіографії.

Електрокардіографією називається метод реєстрації та аналізу біоелектричних явищ, які відбуваються в серці при його скороченні рис.1.2.

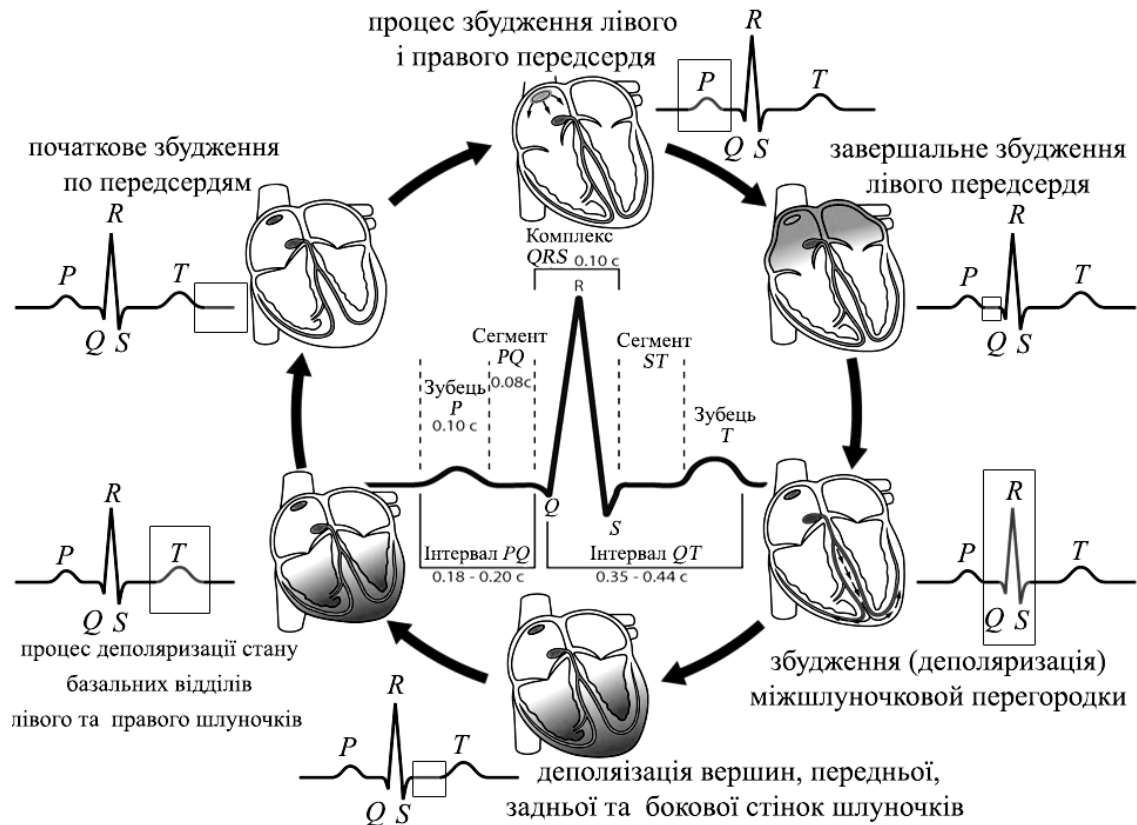


Рис. 1.2 Основні зубці їх виникнення та інтервали електрокардіограми.

Суть методу електрокардіографії

Електрокардіографія це неінвазивний метод графічної реєстрації з поверхні тіла людини електричних явищ, які виникають в серцевому м'язі та серцево-судинній системі (ССС) під час серцевого циклу (СЦ). Крива, яка відображає електричну активність серця, називається **електрокардіограмою (ЕКГ)**. Тоді можна сказати, що ЕКГ — це запис коливань різниці потенціалів, які виникають в серці під час його збудження.

Реєстрація електрокардіограми (ЕКГ) провадиться за допомогою електрокардіографа. Запис проводиться з поверхні тіла пацієнта

Таблиця 1.1 Тривалість інтервалу P-Q та залежність від ЧСС

ЧСС уд/хв	Тривалість інтервалу P-Q, с	Число серцевих скорочень, уд/хв	Тривалість інтервалу P-Q, с
40	0,2	90	0,145
50	0,19	100	0,135
60	0,175	110	0,13
70	0,16	120	0,125
80	0,15	130-160	0,12

Зубець Q характеризує процес деполяризації міжшлуночкової перегородки. Значення норми для зубця Q не перевищує за глибиною 25% значень амплітуди зубця R (значення амплітуди зубця Q до 0,6 мВ), а тривалість часу не повинна перевищувати 0,03 с. Цей зубець може бути, а може і не бути і не є обов'язковим елементом ЕКГ. Так в багатьох людей він відсутній.

Зубець R розташований вище ізометричної лінії та характеризує процес деполяризації верхівки, а також передньої, бокової та задньої стінок шлуночків серця. Висота зубця R в нормі 0,5–2,5 мВ. Амплітуда зображення ЕКГ цього зубця від 6 до 16 мм.

Зубець S негативний зубець комплексу QRS відображає процес збудження основи шлуночків серця. Його амплітуда змінюється в межах від 0 до 6 мм, а максимальна глибина зубця S у відведенні, де він найбільш виражений, в нормі не повинна перевищувати 0,6 мВ.

Комплекс QRS характеризує процес деполяризації шлуночків серця. Тривалість комплексу QRS в нормі від 0,06 до 0,09 с, а максимальне значення амплітуди комплексу QRS в фізіологічній нормі не перевищує 2,6 мВ.

Сегмент S-T відповідає періоду згасання збуджень шлуночків і початку повільної реполяризації. При відсутності зубця S його деколи позначають сегментом S-T. Тривалість коливається в інтервалі від 0 до

0,15 с і залежить від роботи всього шлуночкового комплексу.

Зубець Т характеризує швидку реполяризації шлуночків (в III відведенні може бути негативним). В нормі амплітуда зубця Т, становить 1/8 – 2/3 частки амплітуди зубця R, а тривалість часу зубця Т коливається від 0,1 до 0,25 с.

Інтервал Q-T характеризує електричну систолу шлуночків. Тривалість часу інтервалу залежить від ЧСС та ряду інших факторів.

Для обрахунку нормальної тривалості часу інтервалу Q-T використовують таблицю 1.2 усереднених значень або формулу Базета (належна електрична систола):

$$Q-T = K \cdot r,$$

де r – квадратний корінь з величини R-R (в секундах);

K – коефіцієнт, який у чоловіків становить 0,37, а для жінок 0,40.

Таблиця 1.2 Значення тривалості часу інтервалу Q-T в нормі при різній ЧСС

ЧСС, уд/хв	Тривалість інтервалу Q-T, с	ЧСС, уд/хв	Тривалість інтервалу Q-T, с
40-41	0,42-0,51	80-83	0,3-0,36
42-44	0,41-0,5	84-88	0,3-0,35
45-46	0,4-0,48	89-90	0,29-0,34
47-48	0,39-0,47	91-94	0,28-0,34
49-51	0,38-0,46	95-97	0,28-0,33
52-53	0,37-0,44	98-100	0,27-0,33
54-55	0,37-0,44	101-104	0,27-0,32
56-58	0,36-0,43	105-106	0,26-0,32
59-61	0,35-0,42	107-113	0,26-0,31
62-63	0,34-0,41	114-121	0,25-0,3
64-65	0,34-0,4	122-130	0,24-0,29
66-67	0,33-0,4	131-133	0,24-0,28
68-69	0,33-0,39	134-139	0,23-0,28
70-71	0,32-0,39	140-145	0,23-0,27
72-75	0,32-0,38	146-150	0,22-0,27
76-79	0,31-0,37	151-160	0,22-0,26

Систолічний показник (СП) характеризує поширення хвиль збудження по серцевому м'язу та є відношенням тривалості часу електричної систоли до тривалості часу всього серцевого циклу (у відсотках):

$$\text{СП} = (Q-T / R-R) \cdot 100 \%$$

Зубець U відповідає періоду короткочасного підвищення збудливості міокарда шлуночків, яка настає після закінчення електричної систоли лівого шлуночка та зустрічається рідко і особливого діагностичного значення немає.

Інтервал Т-Р відповідає стану спокою міокарда та у більшості випадків співпадає з ізоелектричною лінією ЕКГ.

Інтервал R-R характеризує тривалість часу серцевого циклу в секундах. В нормі всі інтервали R-R однакові і різниця між ними складає не більше $\pm 10\%$ від середньої тривалості інтервалів R-R.

Хід роботи

1. Ознайомтеся із будовою електрокардіографа, що зображений на рис.1.3 й принципами його роботи.
2. Протріть спиртом чи водопровідною водою ділянки шкіри, до яких прикріплюються електроди (з метою їхнього знежирення для зменшення опору та створення хорошого електричного контактного з'єднання).
3. Закріпіть електроди за допомогою гумового кріплення відповідно схемі вказаній на корпусі приладу. Електрокардіограф ввімкнути (для прогріву) за 5 - 10 хв до початку роботи. Проведіть калібрування приладу доки амплітуда коливань пера не буде дорівнювати 10 мм (міжнародний стандарт посилення: 1 мВ = 10 мм).

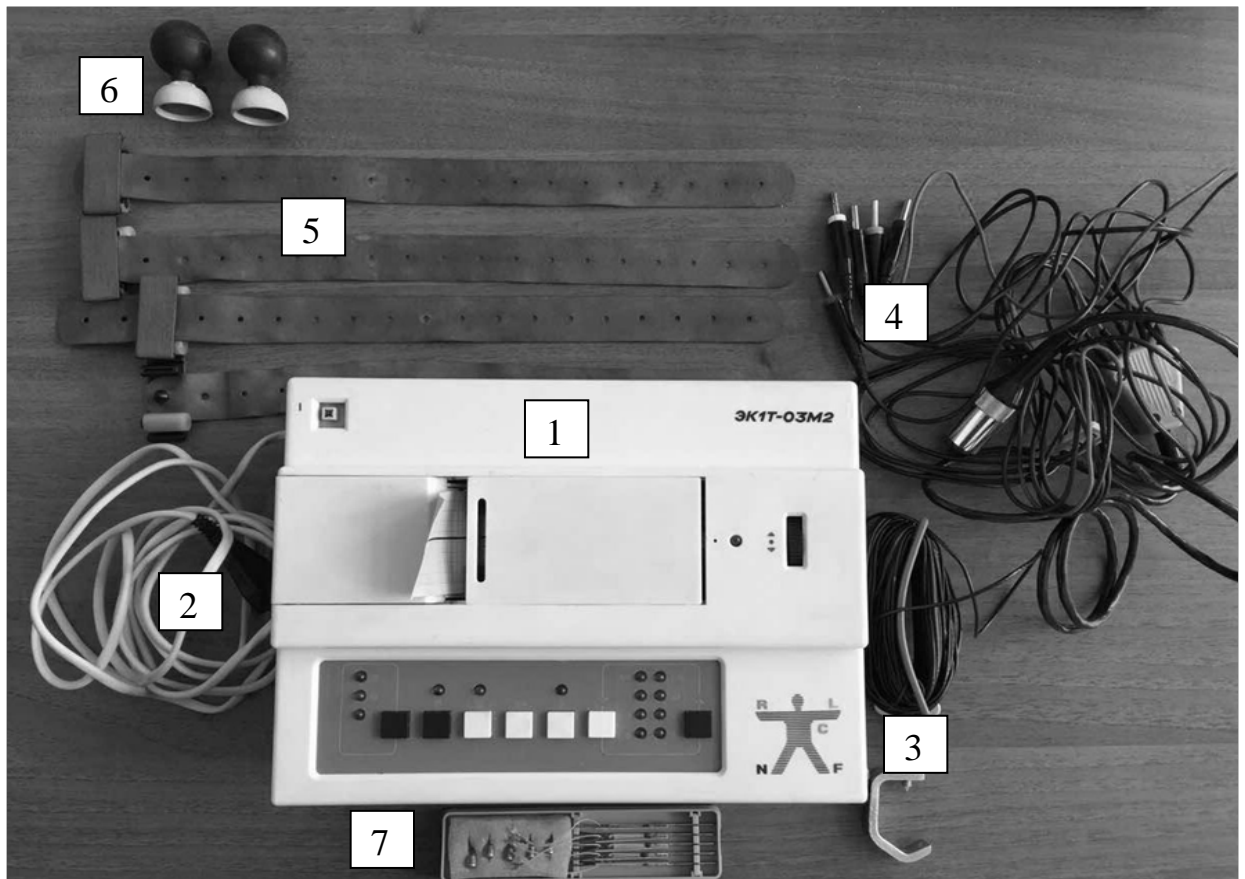


Рис.1.3. Укомплектування переносного електрокардіографа бригад швидкої допомоги EK1T-03M2: 1- блок підсилення та реєстрації біоелектричних потенціалів серця; 2 - шнур для під'єднання до $\sim 220\text{V}$; 3- струбцина для під'єднання до контуру заземлення (\perp); 4- кабель відведень з наконечниками для під'єднання до відповідних електродів; 5- електроди з гумовими кріпленням; 6- грудні електроди, 7 - змінні елементи для реєстраційного блоку.

4. Установивши посилення, запишіть ЕКГ послідовно в трьох стандартних відведеннях. У кожному відведенні зареєструйте 12-15 серцевих циклів. Випробуваний може перебувати в положенні лежачи або стоячи (при повному розслабленні м'язів кінцівок).

5. Проведіть повну розшифровку електрокардіограми, та дані занесіть у таблицю 1.3.

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

Контрольні питання

1. Біофізичні і фізіологічні основи електрокардіографії
2. Основні властивостей серцевого м'язу
3. Фази розвитку у потенціалу дії скоротливих кардіоміоцитів.
4. Що таке провідність
5. Градієнт автоматизму
6. Серцевий цикл
7. Суть методу електрокардіографії
8. Реєстрація електрокардіограми та її основні показники
9. Що характеризує систолічний показник.
10. Трикутник Ейнтховена
11. Біоенергетичні основи мембранної теорії потенціалів

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА 2-3

Фізична дія впливу імпульсними змінними синусоїдальними струмами високої частоти і напруги.

Мета: вивчити та встановити характер дії електромагнітних хвиль та полів на біологічні тканини. Освоїти фізіотерапевтичну дію та взаємодія зовнішніх та біоелектричних сигналів людини. Процеси дарсонвалізації та ультрависокочастотна терапія.

Обладнання: апарат для дарсонвалізації КОРОНА

Теоретичні відомості

Основні характеристики електромагнітного поля

Напруженість електричного поля (ЕП) це сила F , що діє на одиничний позитивний заряд q :

$$E = F / q$$

При дії ЕП напруженість є основним лікувальним фактором, тому що саме електрична сила змушує рухатися заряди (або системи зарядів) в біологічних тканинах (мембранах, клітинах, плазмі і т.д.).

Вектор електричної індукції D це характеристика електричного поля в середовищі, дорівнює сумі двох векторів: вектора напруженості зовнішнього електричного поля E і вектора поляризації P , що визначається електричними властивостями матеріалу і його здатністю змінювати зовнішнє електричне поле всередині матеріалу:

$$\begin{aligned} D &= \varepsilon_0 \cdot E + P; \\ P &= \varepsilon_0 \cdot \chi \cdot E; \\ D &= \varepsilon_0 \cdot E + \varepsilon_0 \cdot \chi \cdot E; \\ D &= \varepsilon_0 \cdot \varepsilon \cdot E \end{aligned}$$

Розділ 3. Електро і магнітодинамічні процеси в біології

де χ – діелектрична сприйнятливість; ε – діелектрична проникливість ($\varepsilon = \chi + 1$).

Потенціал φ , різниця потенціалів U – енергетичні характеристики ЕП, що характеризують роботу A по переміщенню одиничного заряду q в ЕП:

$$\varphi = \frac{A}{q}.$$

Електричний струм i це впорядкований рух зарядів (кількісно визначається як швидкість змінювання заряду в часі):

$$i = \frac{dq}{dt}.$$

Густина електричного струму j – характеризує величину заряду, що переноситься за одиницю часу крізь одиничну площинку, перпендикулярну струму.

$$j = \frac{i}{S} \text{ або } j = \frac{1}{S} \cdot \frac{dq}{dt}.$$

Магнітна індукція B – силова характеристика магнітного поля, характеризує силу, що діє з боку МП на заряд, що рухається, або струмовий елемент $I \cdot l$. Вектор B також визначається співвідношенням моменту сил M до магнітного моменту P рамки з током ($P = I \cdot S$):

$$B = \frac{F}{q \cdot v} = \frac{F}{I \cdot l} = \frac{M}{P}.$$

В речовині вектор магнітної індукції B дорівнює сумі двох векторів: *напруженості магнітного поля H* і вектора *намагнічування J* . Вектор H визначає той вклад в магнітну індукцію B , який роблять зовнішні джерела струму, на відміну від вектора J , який характеризує магнітне поле, створюване власними зарядами, що рухаються в

речовині:

$$\begin{aligned}B &= \mu_0 \cdot H + J; \\J &= \mu \cdot \zeta \cdot H; \\B &= \mu_0 \cdot H + \mu_0 \cdot \zeta \cdot H; \\B &= \mu_0 \cdot \mu \cdot H\end{aligned}$$

ζ – магнітна сприйнятливість; μ – магнітна проникність ($\mu = \zeta + 1$).

Електричні властивості біологічних тканин

Біологічні тканини (органи) мають різні електричні опори, що змінюються при дії електричного струму. Тіло людини слугує добрим провідником електричного струму але по провідності організм дуже неоднорідний та має добре провідні ділянки (нервові тканини, біологічні рідини) та ділянки з низької провідності (шкіра, кісткова тканина, оболонки кліток), що спричиняє труднощі виміру електричного опору живих біологічних тканин.

Кров, цитоплазма та різні тканинні рідини – це розчини електролітів, але властивості ж тканин зумовлені не лише властивостями електролітів, а й інших речовин, які входять до складу тканини (жирів, вуглеводів, інших органічних речовин з властивостями діелектриків та напівпровідників).

Біологічні тканини мають такі електричні властивості:

- **Резистентність.** Проходження постійного або змінного струму крізь біологічні тканини завжди супроводжується виділенням тепла, що свідчить про наявність активного (омічного) опору R . Величина цього опору залежить від розмірів об'єкта і його електричних властивостей, які оцінюються питому електричну провідність - σ (або питомим електричним опором $\rho = 1 / \sigma$).

$$\sigma = n \cdot e \cdot \tau \cdot b$$

де n - концентрації зарядів ez - величини b – рухомість.

- **Ємнісні властивості** біологічних тканин являються: зменшення величини електричного опору при збільшенні частоти змінного струму і випереджаючий зсув по фазі між векторами струму і напруги. Такі властивості притаманні електричним ланцюгам, які містить ємність C так як біологічні тканини складаються з різних шарів, які добре і погано проводять електричний струм та мають ємність клітинних мембран, яка, має досить велику величину. Отже за своєю макроструктурою відповідають будові конденсатора. Величина ємнісного опору визначається за формулою:

$$X_c = 1 / \omega C ,$$

де ω - циклічна частота змінного струму.

- **Індуктивні властивості.** Ці властивості для біологічних тканин виражені дуже слабо. Індуктивний опір проявляється при дуже високих частотах змінного струму (область надвисоких частотних *НВЧ* і надзвичайно високо частотних *НЗВЧ* коливань).

Величина індуктивного опору визначається як

$$X_L = \omega L .$$

У загальному випадку електричні ланцюги можуть містити різні елементи: резистори R , ємності C , індуктивності L і ін., з'єднані між собою довільним чином.

Опори ємності й індуктивності, на відміну від активного опору R , називають **реактивними опорами**. Проходження змінного струму крізь ці елементи відбувається без теплових втрат.

Імпеданс це величина повного опору електричного ланцюга, що

Рис. 2.1 Еквівалентна електрична схеми біологічної тканини:
а) послідовно-паралельне з'єднання б) паралельно-послідовного з'єднання

Теплова дія електромагнітного поля на біологічну тканину

Використання струму широко застосовується в медицині (УВЧ-, НВЧ і НЗВЧ - методики прогріву біологічних тканин), так як викликає ефективний прогрів як тканин, що являються діелектриками, так і тканин, які володіють високою електропровідністю.

Закон Джоуля визначає кількість тепла, що виділилося, при наявності струмів провідності визначається за законом Джоуля:

$$Q = i^2 \cdot R \cdot t = i \cdot U \cdot t$$

Чим більше густина струмів провідності в середовищі, тим ефективніше відбувається прогрівання тканин. При однаковій густині струму j більше нагріваються тканини, що мають великий питомий опір ρ : сильно нагріваються шкіра, жирова тканина, тобто поверхневі ділянки тканини і слабо нагріваються тканини внутрішнього середовища такі як кров, клітинна і позаклітинна рідини, м'язи і т.п.

Індукційні струми прогривають середовища, що володіють малим питомим опором, тобто ділянки в яких виникають ці струми (кров, лімфа, м'язи і т.п.).

Тепловий ефект дії вихрових струмів визначивши густину вихрових струмів з формули:

$$j = \frac{i}{S}, \quad q = \left(\frac{\omega \cdot S \cdot B}{R(\rho)} \right)^2 \cdot \rho = k \frac{\omega^2 \cdot B^2}{\rho}$$

де k - коефіцієнт залежить від геометричних розмірів ділянки і електродів.

Прогрів тканин струмами зміщення залежить від величини

напруженості електричного поля, частоти його змінювання і діелектричних властивостей середовища. Тепловий ефект струмів зміщення за законом Джоуля для гармонічних струмів зміщення знаходиться:

$$Q = i \cdot U \cdot t \approx j_{zm} \cdot E \cdot t$$

$$q \approx j_{zm} \cdot E = k_1 \cdot E \cdot \frac{dD}{dt} = k_1 \cdot \omega \cdot \varepsilon \cdot \varepsilon_0 \cdot E^2$$

Зокрема, для діелектрика, що знаходиться в однорідному полі конденсатора величина q визначається за формулою:

$$q = K(\omega) \cdot \omega \cdot E^2 \cdot \operatorname{tg} \delta,$$

де δ – кут діелектричних втрат, що характеризує різницю фаз коливань векторів E і дипольного моменту P , $K(\omega)$ – коефіцієнт пропорційності, в загальному випадку залежить від частоти.

Електричний струм в терапії

Електротерапія це один з методів фізіотерапії, що передбачає застосування з лікувальною метою дозованого впливу електричного струму чи електромагнітного поля. Види впливу:

Низькочастотна електротерапія - це метод, при якому використовується постійний струм малої напруги (20-30 мА, а для слизових оболонок - не більше 5 мА). До низькочастотної терапії відносять такі методи: гальванізація, електрофорез

Високочастотна електротерапія - метод впливу змінним струмом високих частот (от 30 кГц до 30 ГГц). Методи, які відносяться до терапії: дарсонвалізація, ультратонотерапія, діаметрія, індуктометрія, УВЧ-терапія, мікрохвильова терапія.

Імпульсна електротерапія - метод з використанням постійного

струму, який проводиться імпульсами різної напруги. До імпульсної терапії відносять такі методи: електросон, діадинамотерапія, ампліпульстерапія, інтерференцтерапія, флюктуоризація, транскраніальна і коротко імпульсних електроанальгезії, мезодієнцефальної модуляція.

Метод дарсонвалізації

Дарсонвалізація це метод застосування з лікувальною метою імпульсних електромагнітних коливань (ЕМТ) високої частоти (110 кГц або 440 кГц), а також низькочастотних електричних розрядів, що супроводжують ці коливання.

Розрізняють два види дарсонвалізації: загальну та місцеву.

Фізичним фактором при загальній дарсонвалізації (впливу ЕМП піддається весь організм пацієнта) є **імпульсні високочастотні індуктивні струми**. Пацієнт розміщується всередині соленоїда, в якому створюється імпульсне високочастотне (110 кГц або 440 кГц) електромагнітне поле. Частота проходження імпульсів – близько 50 Гц. Загальна дарсонвалізація уповільнює згортання крові, знижує артеріальний тиск, нормалізує тонус судин мозку, усуває головний біль, стомлюваність, покращує сон, підвищує працездатність.

Діючими факторами при місцевій дарсонвалізації впливу (локальна ділянка тканин) являються:

- напруженість високочастотного електричного поля. Між електродами (або електродом і пацієнтом) створюється високочастотне електричне поле, модулювання за амплітудою низькочастотними імпульсами. Форма модуляції – дзвоноподібна. Високочастотні коливання (див. рис.) виникають в короткий

проміжок часу. Період повторювань – 20 мс (частота 50 Гц);

- іскровий розряд (ІР). З наростанням амплітуди напруги ВЧ-коливань – в резонаторі зростає напруженість електричного поля між електродом і пацієнтом, в наслідок чого виникає іонізаційний пробій в повітрі (ІР) основний діючий фактор якого має місцеву припікальну дію на шкіру, а також здійснює електростимуляцію збудливих структур, що знаходяться в полі дії іскри;

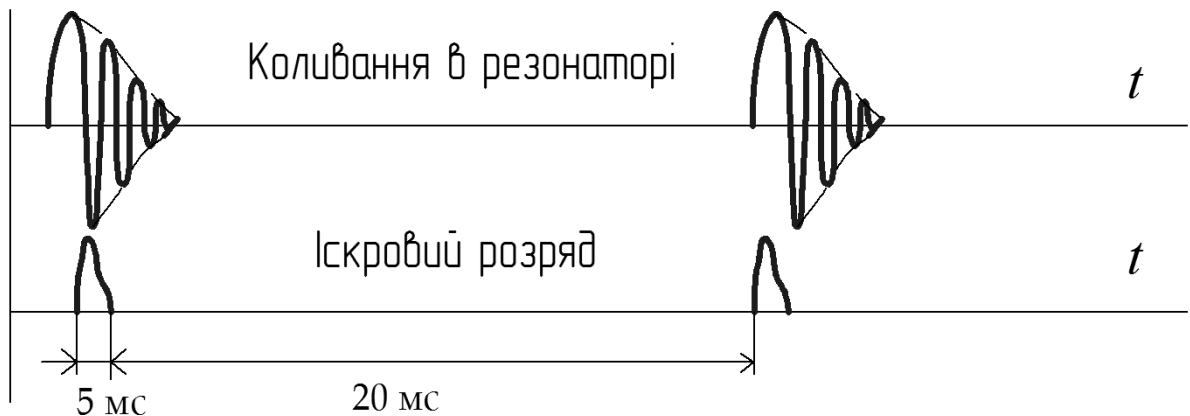


Рис. 2.2. Форми змінення напруг

- *легкі аероіони* – вони утворюються в результаті іскрового розряду (озон, оксиди азоту тощо).

При місцевій дарсонвалізації дія має локальний характер (рис.2.3), який покращує циркуляцію крові і лімфи, знижує явища венозного застою, розсмоктуються запальні процеси, поліпшується кровоток тканинної рідини з підвищенням вмісту кисню в шкірі, іскровий розряд виконує бактерицидну дію, знижується функція потових і сальних залоз – зменшення андроген-насиченого секрету сальних залоз, основного винуватця облісіння.

Особливістю впливу фізичних факторів при коронному розряді є те, що розряд розповсюджується не тільки в повітрі, але і ендогенно, в глибини біологічних тканин. Так в шкірі людини розташовані

численні вивідні протоки жирових і потових залоз, заповнені електролітом і являються струмопровідними каналами.

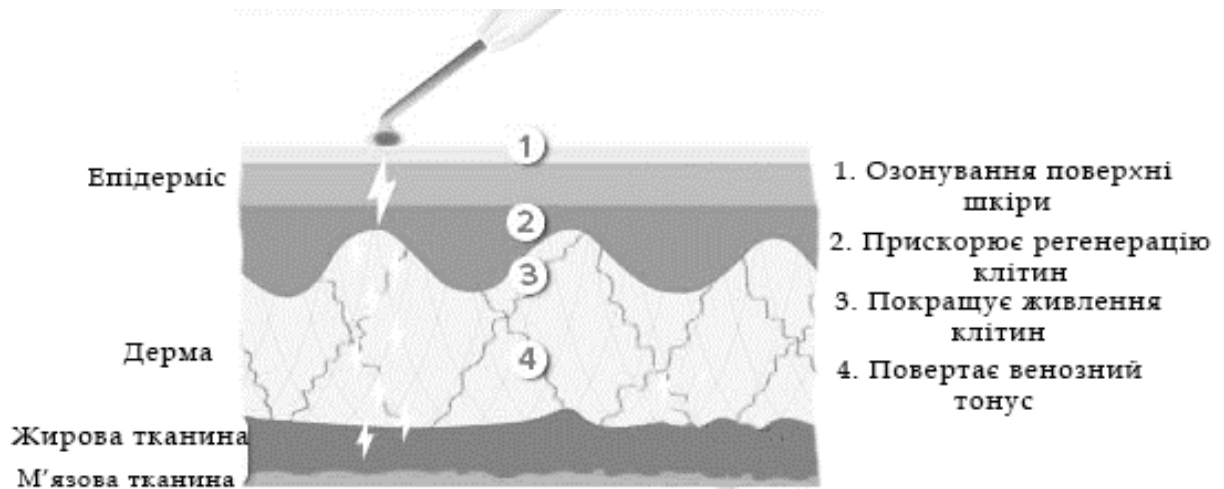


Рис.2.3 Локальна дія на біологічні тканини при дарсонвалізації

В цих каналах при протіканні електричного струму може розвиватись і електричний розряд. Ці процеси призводять до появи ультразвукових коливань і електромагнітних випромінювань, що стимулює дренаж вивідних проток. Електромагнітні випромінювання, що виникають у глибинах тканин, різного діапазону, стимулюють процес обміну речовин, діяльність ендокринних залоз, нормалізують діяльність вегетативної нервової системи.

Структурно-функціональна схема апарата для дарсонвалізації представлена нижче на (рис. 2.4), де головним контуром є генератор високої частоти з контуром генератора LC ($f = 110 \text{ кГц}$).

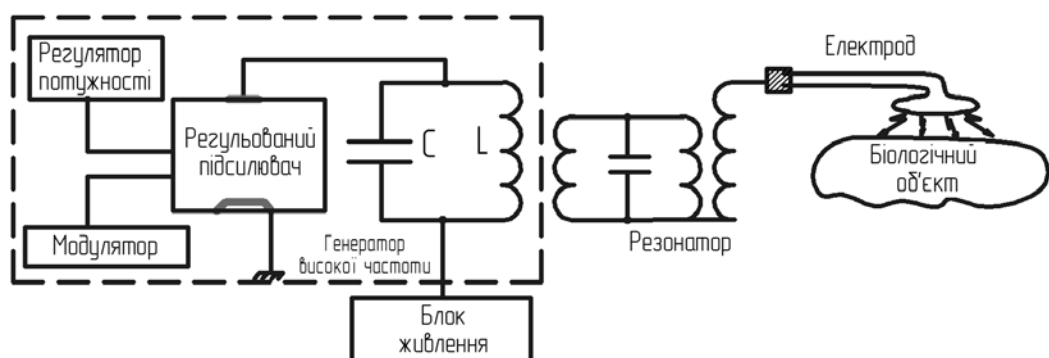


Рис. 2.4. Структурно-функціональна схема апарата

Регулятор потужності змінює напругу на екранному електроді регульованого підсилювача(РП) і, отже, струм зростає через РП, що призводить до змінювання напруги в контурі (резонаторі), що, в кінцевому підсумку, і визначає параметри та розмір іскри.

Модулятор виробляє низькочастотні імпульси ($f = 50 \text{ Гц}$) в наслідок чого за допомогою регульованого підсилювача в контурі виникають модульовані високочастотні затухаючі коливання.

Резонатор – складається з контуру і високовольтної котушки індуктивності, з'єднаної з електродом. Напруга в контурі приблизно 300 – 500 вольт, на котушці індуктивності декілька кіловольт – (2 – 5кВ). Напруга такого порядку необхідна для виникнення іскри.

Модулятор на короткий час з частотою 50 Гц відмикає РП, в контурі генератора виникають затухаючі коливання (виникає серія коливань протягом 0,5 мс, амплітуда яких швидко зменшується). За допомогою індуктивного зв'язку коливання передаються в резонатор, де на високовольтній обмотці виникає напруга, достатня для появи іскри між електродом і об'єктом.

Хід роботи

1. Ознайомтесь с будовою апарату для дарсонвалізації «Корона», що зображений на рис.2.4
2. Встановіть регулятор потужності в положення 0.
3. Увімкніть прилад в мережу і встановіть необхідну напругу регулятором та прогрійте прилад 3 – 5 хвилин.
4. Збільшуючи потужність іскрового розряду, отримаєте газовий розряд в скляному електроді.



Рис.2.4. Загальний вигляд апарату «Корона»

5. Впливайте слабким іскровим розрядом на шкірні покриви руки.

$t=10$ с – відчувається слабе поколювання.

$t=30$ с - більш помітне поколювання, з'являється специфічний запах.

$t=120$ с - відчувається тепло, запах, поколювання.

Діючі фактори при впливі на біологічну тканину:
електромагнітне випромінювання; високочастотний струм; теплове випромінювання; слабо інтенсивне УЗ випромінювання; хімічно-активні речовини (озон, окиси азоту).

Висновок:

Контрольні питання.

1. Що собою представляє електромагнітна хвиля, її параметри та вплив на організм?
2. В чому суть процесу дарсонвалізації?
3. Структура та принцип роботи апарату для дарсонвалізації.
4. Назвіть фактори впливу на біологічну тканину електромагнітного випромінювання?
5. Електротерапія та її види?

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА 3-3

Магнітотерапія та апарати для низькочастотної магнітотерапії.

Мета: вивчити існуючі фізичні поля людини, природу їх утворення, діапазон довжин хвиль випромінювання та дослідити вплив магнітної індукції на організм людини за допомогою апарату для низькочастотної магнітотерапії.

Обладнання: апарат для низькочастотної магнітотерапії МАГ-30-4, індикатор магнітної індукції, мілітесламетр Ф4356.

Теоретичні відомості

Власні фізичні поля людини

Фізичні поля, які генерує організм в процесі функціонування, називають **власними фізичними полями організму людини**.

В організмі людини одночасно відбувається величезна кількість різних процесів, які визначають існування його власних фізичних полів (електромагнітні і акустичні). Електромагнітні поля виникають внаслідок власної електричної активності органів та тертя одягу об тіло. Значення діапазонів довжин хвиль електромагнітного випромінювання тіла людини – знаходиться від радіодіапазону 60 см до оптичного діапазону 0,5 мкм. Існує 4 діапазону електромагнітного випромінювання:

- низькочастотне електричне та магнітне поле;

Розділ 3. Електро і магнітодинамічні процеси в біології

- радіохвилі надвисоких частот НВЧ, довжина хвилі поза тілом 3-60 см;
- інфрачервоне випромінювання довжина хвилі 3-10 мкм;
- оптичне випромінювання довжина хвилі близько 0,5 мкм.

Акустичні коливання утворюється в результаті биття серця, руху крові по судинах, при кохлеарному випромінювання (випромінюванні з вуха людини), тепловий рух атомів і молекул та ін. Діапазон довжин хвиль діапазон акустичного випромінювання становить від 0,01 Гц (інфразвук) до 10 МГц (ультразвук). Акустичні коливання включають в себе:

- інфразвукові коливання до 16 Гц;
- низькочастотні коливання (частоти нижче 103 Гц);
- кохлеарну акустичну емісію випромінювання вуха людини (ν -103 Гц);
- звукові коливання (16-20000) Гц
- ультразвукові коливання ($\nu \sim 1 - 10$ МГц.).

Ці коливання, їх градієнти дають можливість отримувати інформацію про характер протікання фізіологічних процесів в організмі. В медицині використовуються методи виміру електричної активності мозку, серця, других органів та систем, методи магнітодіагностики та магнітотерапія для фізіотерапевтичної дії на біологічні тканини та багато інших методів.

Електричні і магнітні поля людини.

Кожна клітка та сегмент організму має електричний потенціал. Значення потенціал нервових та м'язових змінюється в часі, разом зі змінами потенціалів цілих органів і систем. Для їх характеристик

використовується **електрограмою** - залежність значень електричного потенціалу органу чи тканини від часу, а діагностичний метод дослідження – **електрографією**.

В медицині широко використовуються методи виміру магнітних мозку (магнітоенцефалографія) та полів серця (магнітокардіографія). Першоосновою джерелом магнітного поля є електричний струм, що пропорційний напрузі. Тому магнітограми багато в чому схожі з електрограмами й у той же час несуть додаткову інформацію.

Діапазон магнітного поля тіла людини суттєво менший магнітного поля Землі та їх варіацій. Так магнітна індукція поле Землі становить $5 \cdot 10^{-5}$ Тл. Тоді як індукція магнітного поля серця – 10^{-11} Тл, а мозку – 10^{-13} Тл. Це породжує суттєві труднощі при одержанні магнітограм тіла людини. Методика досліджень магнітограм включає вимірюють індукцію поля біля поверхні тіла (B_1) та на відстані від нього (B_2). Значення магнітного поля Землі та другі технічні наводки і перешкоди будуть практично однаковими у цих двох точках. Різниця значень магнітних індукцій ($B_1 - B_2$) буде відповідати значенню магнітного поля тіла людини.

Магнітографія несе інформацію про просторову картини магнітного поля органу чи біологічної тканини людини, для чого знімають послідовно магнітограми окремих ділянок органа. Суттєвою перевагою магнітографії в порівнянні з методом електрографії є практична можливість локалізувати джерело магнітного поля (до 1 см). Магнітографію використовують для дослідження активності серця плоду.

Ще одним напрямком застосування магнітного поля в медичній практиці являється **магнітотерапія**: лікувальний вплив магнітного

поля на життєдіяльність клітин.

Магнітотерапія

Магнітотерапія - це використання магнітних полів для терапевтичних цілей.

Магнітна індукція B - це фізичне явище, яке виникає, коли електричний струм проходить через провідник, коли він рухається в магнітному полі. Цей феномен описується законом Фарадея (рис.3.1), який іноді називають «правилом трьох пальців правої руки».

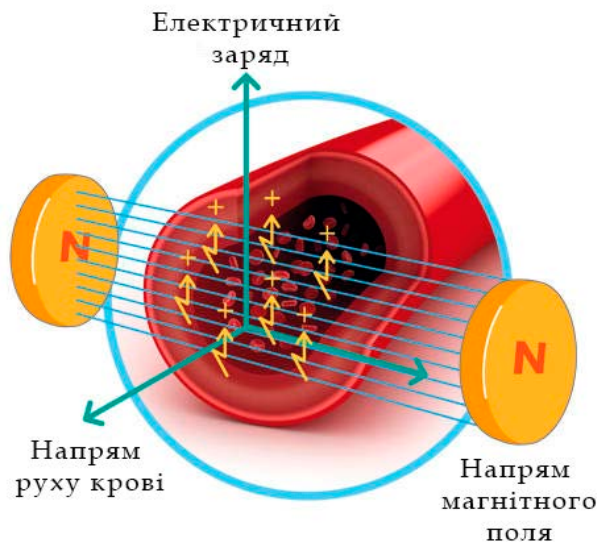


Рис.3.1. Напрямок електричної сили відносно орієнтації магнітного поля

Він досліджує взаємозв'язок між напрямком електричної сили, напрямком рухається провідника і орієнтацією статичного магнітного поля. Коли ми докладаємо магніти до шкіри, кров стає рухомим провідником і, отже, там, де утворюються електричні заряди. Ці електричні заряди викликають утворення природних знеболюючих речовин.

Магнітна терапія - безпечний, неінвазивний метод застосування магнітних полів до тіла в терапевтичних цілях. Інтенсивність

магнітотерапії зображено на рис.3.2.

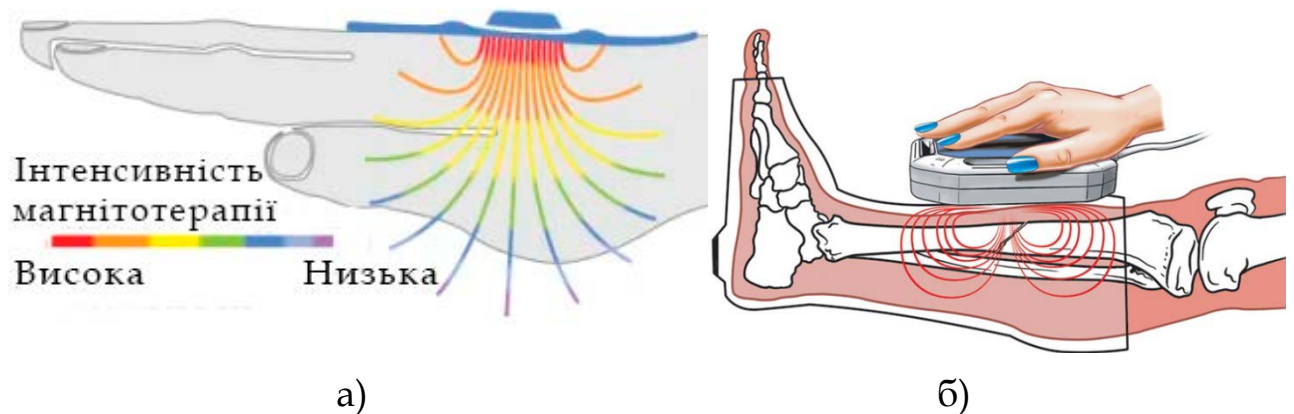
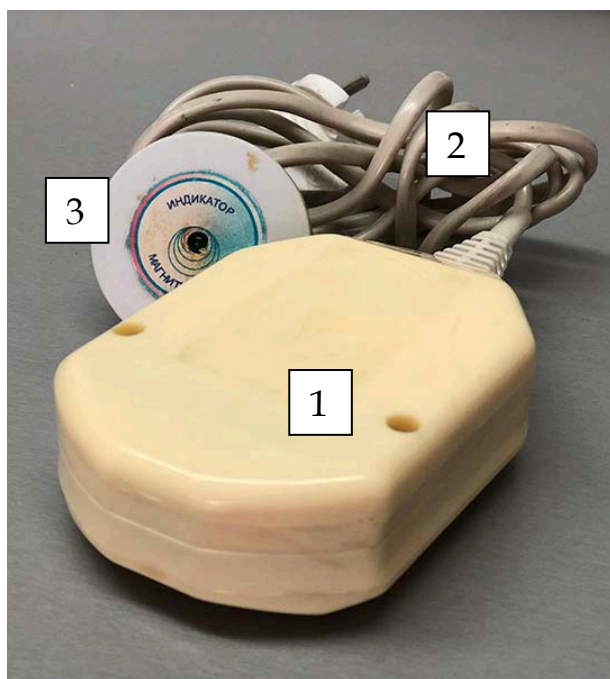


Рис.3.2. Магнітотерапія: а) розподілення інтенсивності дії при магнітотерапії; б) вплив та глибина дії апаратом

Вплив апаратом для низькочастотної магнітотерапії прискорює природний процес загоєння, забезпечує природне полегшення болю, полегшення болю при артриті і покращує сон без будь-яких побічних ефектів.

Хід роботи

1. Ознайомитись з будовою апарату для низькочастотної магнітотерапії МАГ-30-4 (технічні характеристики представлені в табл.3.1), що являє собою джерело неоднорідного перемінного магнітного поля та вимірювачем магнітної індукції – тесламетром, що зображені на рис.3.3.



а)



б)

Рис.3.3. Загальний вигляд приладів: а) апарат МАГ-30-4 для низькочастотної магнітотерапії: 1 – корпус, де робочою поверхнею є нижня сторона; 2 – підключення до мережі; 3 – індикатор магнітної індукції; б) мілітесламетр Ф4356: 4- блок керування; 5-індикаторна шкала; 6 – датчик Холла для вимірювання магнітної індукції.

Дія магнітним полем не викликає появи ендогенного тепла, подразнення шкіри та суттєвого зростання температури в тканинах.

Таблиця 3.1. Технічні характеристики апарату МАГ-30-4

Технічні характеристики	Параметри
Амплітуда магнітної індукції поверхні апарату, мТл	10 - 30
Електроживлення апарата частота, Гц напруга, Вт	50 220
Граничне значення магнітної індукції на відстані 0,1 м від робочої поверхні апарата не перевищує, мТл.	0,5

2. Провести вимірювання магнітної індукції на робочій поверхні апаратом МАГ-30-4 для низькочастотної магнітотерапії по трьом точкам, що були визначенні за допомогою індикатора. Результати виміру занести в таблицю 3.2.

Таблиця 3.2. Результати дослідження

	Час дії, 10с	ΔB	Час дії, 30с	ΔB	Час дії, 120с	ΔB
Магнітна індукція B_1						
Магнітна індукція B_2						
Магнітна індукція B_2						
Середнє значення						
Δ_{cp}						
δ						

$$\Delta B_i = B_i - B_{cp}$$

$$\Delta_{cp} = \sum_{i=1}^n \frac{\Delta B_i}{n}$$

$$\delta = \frac{\Delta_{cp}}{B_{cp}} \cdot 100\%$$

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

Висновок:

Контрольні питання

1. Біомагнетизм.
2. Що таке магнітотерапія?
3. Електричні і магнітні поля людини.
4. Власні фізичні поля людини
5. Що таке магнітографія
6. Закон Фарадея
7. Параметри магнітного поля.
8. Вимірювання параметрів біомагнетизму.
8. Закон Біо-Савара-Лапласа

ТЕМИ СЕМІНАРІВ ДО РОЗДІЛУ III

1. Мембранна теорія виникнення потенціалів в біоклітинах.
2. Біофізичні і фізіологічні основи електрокардіографії.
3. Електромагнітні коливання і хвилі.
4. Закон Біо-Савара-Лапласа.
5. Магнітобіологія.
6. Магнітні методи досліджень людини.
7. Методи та засоби електротерапії
8. Методи та засоби магнітотерапії
9. Біомагнетизм

РОЗДІЛ 4. ОСНОВИ КВАНТОВОЇ БІОФІЗИКИ. ДІЯ
ІОНІЗУЮЧОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ. ФІЗИКА АТОМІВ І
МОЛЕКУЛ

Квантова біофізика включає в себе квантову механіку, що встановлює закономірності переміщення мікрочастинок, елементарних часток, ядер атомів, молекул та систем. Розглянуті особливості іонізуючого випромінювання, закони виникнення та розповсюдження фізичних сигналів та полів.

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА 1-4

Іонізуюче випромінювання. Дозиметрія

Мета: вивчити основи фізики атомів і молекул в біологічній природі, вплив рентгенівські випромінювання Дослідити вплив іонізуючого випромінювання на біологічний об'єкт та використання його в медицині.

Обладнання: радіометр Прип'ять РКС-20.03 бета-гамма випромінювання, секундомір.

Теоретична частина

Основні дозиметричні величини

Дозиметрія — це розділ ядерної фізики, який кількісно вивчає дію іонізуючого випромінювання на речовину.

Експозиційна доза D_e - кількісна характеристика

Розділ 4. Квантова біофізика. Іонізуюче випромінювання

іонізуючого випромінювання, заснована на величині іонізації сухого повітря при 760 мм рт. ст. і нулі градусів Цельсія. Одиницею вимірювання D_e є рентген [Р] - це така доза рентгенівського або гамма-випромінювання, при якій утворюється $2 \cdot 10^9$ пар іонів / см^3 повітря. Експозиційна доза в 1 Р досить велика величина, тому на практиці найчастіше використовують меншу розмірність:

- мілірентген [мР] = 10^{-3} Р,
- мікрорентген [мкР] = 10^{-6} Р.

Поглинена доза - кількість енергії будь-якого виду іонізуючого випромінювання, що поглинена одиницею маси речовини, яка опромінюється. Одиницею вимірювання поглинутої дози є Грей [Гр].

$$1 \text{ Гр} = 1 \text{ Дж} / \text{кг}.$$

На практиці часто використовується позасистемна одиниця поглиненої дози - [рад]: $1 \text{ рад} = 0,01 \text{ Гр}$.

Між поглиненою дозою і радіаційним ефектом існує пряма залежність: чим більше поглинена доза, тим більше радіаційний ефект. Для м'яких тканин (людина в цілому) в поле рентгенівського або гамма-випромінювання поглинена доза 1 рад приблизно відповідає експозиції 1 Рентген.

Еквівалентна доза, пов'язана з поглиненою дозою наступним співвідношенням:

$$\text{Еквівалентна доза} = \text{поглиненої дози} \cdot \text{коефіцієнт якості випромінювання (к)}$$

Одиницею вимірювання еквівалентної дози є Зіверт [Зв]:

$$1 \text{ Зв} = 1 \text{ Гр} \cdot \text{к}, \text{ або позасистемна одиниця БЕР [бер] (біологічний}$$

еквівалент радіації)

$$1 \text{ бер} = 1 \text{ рад} \cdot \text{к}$$

$$1 \text{ Зв} = 100 \text{ бер}.$$

Гранично допустимою дозою вважають 5 бер протягом року. Радіоактивний фон природного та штучного походження відповідає еквівалентній дозі -0,1 бер за рік.

Вплив іонізуючого випромінювання на організм людини

Процеси іонізації та зміна структури молекул, спричиненою дією іонізуючої радіації, призводять до характерних хімічних змін у них, що отримали назву радіаційних ушкоджень. Ступінь радіаційного враження молекули обумовлена влученням у квант, це говорить про пряму дію випромінювання. Взаємодія з радіаційними продуктами та частинками відноситься до непрямої дії випромінювання.

Враження клітин викликаються ушкодженнями нуклеїнових кислот, ліпідів, молекул білків, що знаходяться у водяній фазі. Так, як кількість молекул води перевищує кількість розчинених у ній молекул, таке радіаційне ушкодження біомолекул викликається взаємодією з продуктами радіолізу води, з утворенням вільних радикалів і сольватированих електронів.

Під дією іонізуючого випромінювання в нуклеїнових кислотах відбуваються зміни в окремих нуклеотидах (окислювання спиртових груп і розриви вуглець-вуглецевих зв'язків), і в спіральній структурі (одно- і двухниткові розриви ланцюгів ДНК, зшивки ДНК - білків,

зшивки між нуклеотидами одним чи різними ланцюгами).

Іонізуюче випромінювання в медицині.

Рентгенівське випромінювання, як і другі типи іонізуючого випромінювання широко застосовуються в медичній діагностиці для дослідження організму. Рентгенодіagnostика, поділяється на рентгеноскопію - зображення отримується та розглядається на люмінесцентному екрані і рентгенографію - зображення фіксується на фотоплівці чи другому носію. Для отримання більш якісного та яскравішого зображення необхідно збільшення інтенсивності рентгенівського опромінення, що може негативно позначається на здоров'ї пацієнта.

Для чітко відображена на рентгенограмі досліджуваного органу, чи групи органів і систем необхідно, щоб їх коефіцієнт поглинання рентгенівських променів суттєво відрізнявся від коефіцієнтів поглинання інших межуючи тканин. Діапазон довжин хвиль в рентгенодіagnostика лежить $\lambda = (1..2) \cdot 10^{-11}$ м, тоді масовий коефіцієнт ослаблення μ_m обраховують з формули:

$$\mu_m = k \lambda^3 Z^3$$

де Z - заряд ядра речовини поглинача; k - коефіцієнт пропорційності.

Зараз широке поширення отримав метод комп'ютерної томографії, що надає можливість за допомогою просвічування рентгенівськими променями отримати зображення тільки її вузьких зрізів-шарів товщиною 1-3 мм. Метод має більшу чутливість чим рентгенодіagnostичні методи, і дозволяє визначити розходження в поглинанні випромінювання тканиною до 0,1 %

Методи рентгено- і γ - терапії використовують для лікування онкохворих. В основі лікувальних властивостей методу лежить той факт, що найбільшою чутливістю до опромінення володіють клітки, що активно діляться, а це і онкологічні новоутворення. Звідси дія іонізуючого випромінювання і викликає в основному загибель саме активних ракових кліток.

Хід роботи

1. Ознайомитись з будовою і принципом роботи радіометр бета-гама випромінювання РКС-20.03 "ПРИП'ЯТЬ", що зображений на рис.1.2



Рис.1.2 Загальний вигляд радіометра РКС-20.03 "ПРИП'ЯТЬ"

Детекторами бета - і гамма-випромінювання в радіометрів є вбудовані лічильники типу СБМ-20. З появою іонізуючих чи часток гамма-квантів у газовому обсязі лічильників протікає електричний розряд, формуючи на виході електросхеми імпульси напруги, які в електронно - лічильному пристрою перетворюються в

інформацію та відображаються на індикаторі.

2. Установити батарею живлення "Корунд" в радіометр чи підключити зовнішнє джерело живлення.

3. Досліджувати поле гамма-випромінювання в лабораторії: виміряти за допомогою приладу при встановленій кришці-фільтрі γ потужність експозиційної дози відповідно отриманому завданню (по п'ять вимірювань) і занести в таблицю 1.2. Радіометр має можливість вимірювати потужність еквівалентної дози в мікрозівртах за годину (мкЗв/год) чи потужність експозиційної дози в мілірентгенах за годину (мР/год). Порівняти отримане значення зі значенням нормального природного фону гамма-випромінювання

4. Провести вимір радіоактивного забруднення бета-частинками. Для правильного обліку впливу гамма-фона спочатку проводять виміри з закритою кришкою-фільтром на відстані 1-2 см від поверхні, а потім зробити вимір зі знятою кришкою на тій же самій відстані. Визначається радіоактивне забруднення шляхом виміру-радіометром щільності потоку бета-випромінювання при знятій кришці-фільтрі « γ ». При зніманні кришки-фільтра необхідно змістити фіксатор у бік від кришки та перевернути радіометр кришкою вниз.

Вимір радіоактивного забруднення на межі "положення нижнє" здійснюється в одиницях щільності потоку бета-випромінювання (частинок в хвилину на см^2), на межі "положення верхнє" у тисячах часток за хвилину на квадратний сантиметр.

Таблиця 1.2 Результати дослідження

№	потужність експозиційної дози γ , мР/год	$\Delta\gamma_i$ мР/год	потужність еквівалентної дози γ , мкЗв/год	$\Delta\gamma_i$ мкЗв/год	радіоактивне забруднення β , частинок в хв на см ²	$\Delta\beta_i$
Σ						
Сер. знач						
δ						

$$\Delta\gamma = \gamma_i - \gamma_{cp}, \quad \Delta\beta = \beta_i - \beta_{cp}$$

$$\Delta\gamma_{cp} = \sum_{i=1}^n \frac{\Delta\gamma_i}{n}, \quad \Delta\beta_{cp} = \sum_{i=1}^n \frac{\Delta\beta_i}{n}$$

$$\delta = \frac{\Delta \gamma_{cp}}{\gamma_{cp}} \cdot 100\% \quad \delta = \frac{\Delta \beta_{cp}}{\beta_{cp}} \cdot 100\%$$

A full-page view of a blank sheet of graph paper. The grid consists of thin, light gray horizontal and vertical lines forming small squares across the entire page. There are no margins, text, or other markings on the paper.

Висновок:

Контрольні питання

1. Що таке дозиметрія?
2. Пояснити значення експозиційної дози.
3. Доза поглинання та одиниці вимірювання
4. Еквівалентна доза
5. Іонізуюче випромінювання в медицині.
6. Що таке коефіцієнт ослаблення?
7. Дози випромінювання.

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА 4-2

Визначення концентрації розчинів рефрактометричним методом

Мета: Вивчити фізичні основи концентраційної рефрактометрії, вивчити будову та принцип дії рефрактометра Аббе, навчитися застосовувати прилад на практиці для визначення показника заломлення і концентрації, визначити показник заломлення досліджуваної рідини і концентрацію невідомого розчину (цукру, гліцерину, етилового спирту) у воді за графіком залежності показника заломлення цього розчину від його концентрації.

Обладнання: рефрактометр Аббе, розчини речовин відомих концентрацій, вата.

Теоретичні відомості

Фотометричні методи досліджень

При поширенні електромагнітного випромінювання оптичного діапазону в біологічному середовищі спостерігаються ряд основних ефектів: поглинання й розсіювання випромінювання атомами й молекулами середовища, розсіювання на частках неоднорідності середовища, деполяризація випромінювання. Реєструючи дані взаємодії оптичного випромінювання із середовищем, можна визначити кількісні параметри, пов'язані з медико-біологічними характеристиками досліджуваного об'єкта.

Фотометрія - розділ фізичної оптики й виміральної техніки,

присвячений методам дослідження енергетичних характеристик оптичного випромінювання в процесі його випускнення, поширення в різних середовищах і взаємодії з тілами. Фотометрію проводять у діапазонах інфрачервоного (довжини хвиль – $10^{-3} \dots 7 \cdot 10^{-7}$ м), видимого ($7 \cdot 10^{-7} \dots 4 \cdot 10^{-7}$ м) и ультрафіолетового ($4 \cdot 10^{-7} \dots 10^{-8}$ м) оптичних випромінювань. Фотометрія включає в себе наступні методи: колориметрія, оксигеметрія, поляриметрія, нефелометрія, люмінесцентний аналіз, спектрофотометрія, рефрактометрія, діафанометрія.

Рефрактометрія

Рефрактометрія це аналітичний метод дослідження речовин, заснований на визначенні показника заломлення (рефракції) і чи концентрацію двохкомпонентних розчинів.

Рефрактометричний метод заснований на тому, що при переході світлового променя з середовища 1 в середовище 2 внаслідок відмінності їх фізичних властивостей відбувається зміна швидкості і напрямку поширення хвиль. Однією з фізичних величин, що характеризують взаємодію світла з речовиною, являється показник заломлення речовини n (рис.2.1).

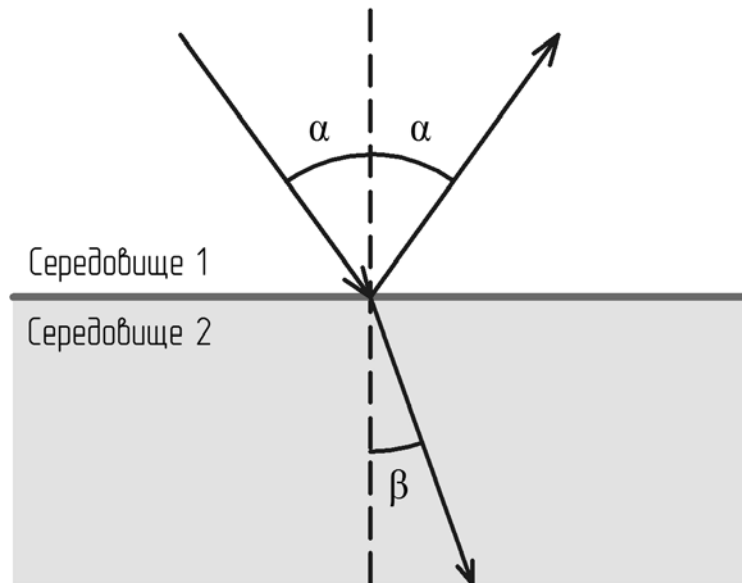


Рис.2.1. Заломлення світла проходженні в інше середовище

Закон Снеліуса: Відносний показник заломлення середовища 2 по відношенню до середовища 1 та показує в скільки разів відрізняються швидкості поширення світла в цих середовищах:

$$n_{21} = \frac{n_2}{n_1} = \frac{v_1}{v_2} = \frac{\sin \alpha}{\sin \beta}$$

Абсолютний показник заломлення середовища 2 - це показник заломлення цього середовища, який вимірюється щодо вакууму:

$$n_{21} = \frac{c}{v_2}$$

де c - швидкість світла у вакуумі.

Величина показника заломлення n залежить як від властивостей речовини (його природи, будови, складу тощо), так і характеристик випромінювання (частоти або довжини хвилі світла у вакуумі).

Основні фактори, що впливають на величину показника заломлення речовини: **фізико-хімічні властивості речовини, умови вимірювання,**

Фізико-хімічні властивості речовини, які впливають на поляризацію P молекул речовини і величину його молярної RM і питомої r рефракції є наступні:

- **щільність ρ** (чим більше щільність речовини, тим більше його показник заломлення);
- **діелектрична постійна ϵ середовища**. Величина ϵ показує, у скільки разів в даному середовищі сила взаємодії між зарядами менше в порівнянні з вакуумом, де ця характеристика називається електричною постійною $\epsilon_0 = 8,85 \cdot 10^{-12} \text{ Ф/м}$. Показник заломлення середовища пов'язаний з її діелектричної постійної ϵ рівнянням

$$n = \sqrt{\epsilon}$$

- **поляризованість α** , яка характеризує здатність молекули (атома) під впливом зовнішнього поля (в даному випадку електромагнітного поля, створюваного пучком) деформувати електронні оболонки з виникненням індукованого дипольного моменту молекули (індукованого диполя), величина якого пропорційна напруженості поля.

Умови вимірювання показника заломлення наступні:

- **температура**. Існує залежність показника заломлення речовини від температури.
- **довжина хвилі λ** монохроматичного світлового променя, де для

більшості газів, рідин і розчинів чим більше λ , тим нижче значення n . Для твердих речовин ця залежність може бути істотно більш складною. Залежність показника заломлення

середовища від довжини хвилі світлового променя називається **дисперсією показника заломлення** (Рефракції). Розрізняють середню і відносну дисперсії показника заломлення.

Середня дисперсія - це різниця між значеннями показників заломлення, виміряними при різних довжинах хвиль.

Відносна дисперсія - безрозмірна величина,

$$\omega_{F,C,D} = \frac{n_F - n_C}{n_D - 1} \cdot 10^3$$

де n_F, n_C, n_D - показники заломлення, виміряні для ліній F і C в спектрі водню і D-лінії в спектрі натрію.

- **тип розчинника і концентрація розчиненої речовини**, що впливає на вимірювану величину показника заломлення розчину та обумовлено тим, що кожен розчинник має власне значення цієї характеристики, а величина показника заломлення розчиненої речовини пропорційна його вмісту в розчині.

Отже залежність n від довжини хвилі (або частоти) використовується для вивчення спектрального складу випромінювання, а також оптичних властивостей речовини. В концентраційній рефрактометрії використовується залежність показника заломлення від концентрації речовини $n = f(C)$. Вимірявши показник заломлення розчину речовини невідомої концентрації, можна по графіку залежності $n = f(C)$ визначити величину шуканої концентрації C .

Будова та принцип роботи рефрактометра

Для визначення показника заломлення можна використовувати

рефрактометри і інтерферометри. У лабораторній практиці найбільшого поширення знайшли рефрактометри Аббе.

Рефрактометр це прилад, що призначений для визначення показника заломлення n рідини. В медицині рефрактометр застосовується для визначення концентрації речовин в розчині (наприклад, вмісту білка в сироватці крові, цукру в плазмі крові тощо).

Рефрактометри Аббе призначені для швидкого визначення показника заломлення n_D і середньої дисперсії ($n_F - n_C$) твердих тіл і малих кількостей рідин. Їх найважливіша особливість полягає у використанні «білого» світла, денного або електричного.

Робота рефрактометра Аббе показана на оптичній схемі, що наведена на (рис. 2.2). Досліджуваний розчин поміщається між гранями двох призм: освітлювальної 5 і вимірювальної 2.

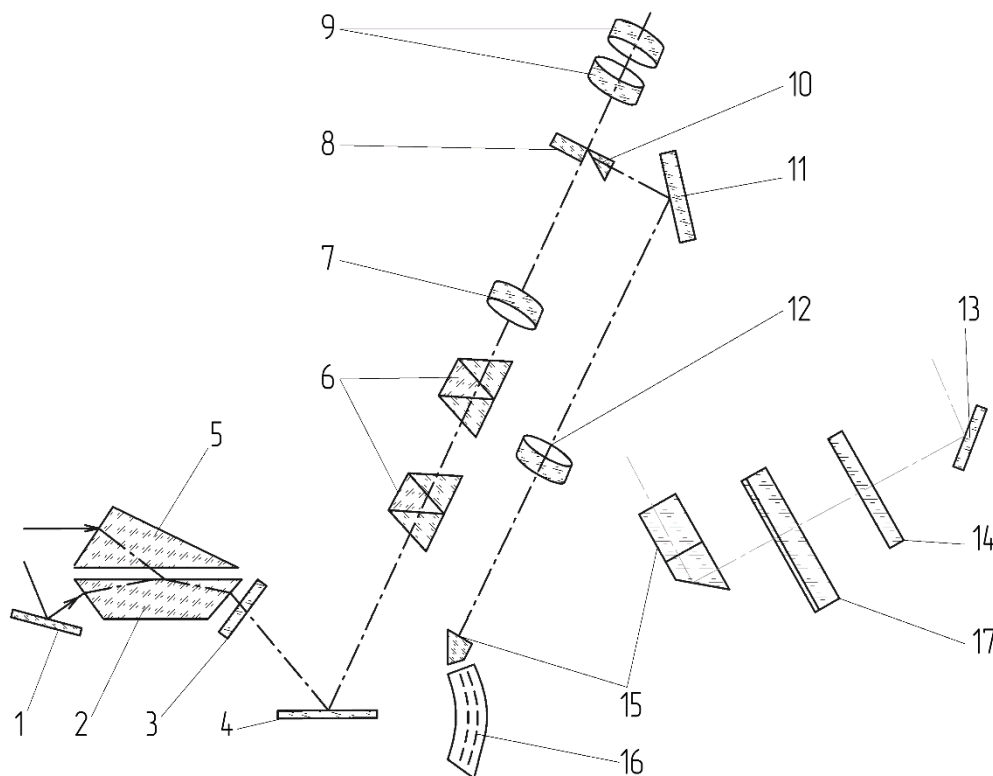


Рис. 2.2 Оптична схема рефрактометра: 1 – дзеркало;

2 – вимірювальна призма; 3 – захисне скло; 4 – дзеркало;
5 – освітлювана призма; 6 – компенсатор; 7 – лінза склеєна; 8 – сітка;
9 – окуляр; 10 – поворотна призма; 11 – дзеркала для освітлення шкали;
12 – об'єктив; 13 – поворотне дзеркало; 14 – світофільтр;
15 – поворотна призма; 16 – поворотна призма; 17 – шкала.

Рефрактометр працює при роботі у відбитому світлі та у світлі, яке проходить, тобто у заломленому світлі, що забезпечується роботою системи прямокутних призм (освітлювальна та вимірювальна).

В основу конструкції приладу покладено метод визначення показника заломлення досліджуваного розчину по граничному куту заломлення або кутку повного внутрішнього відбиття. Це явище полягає в тому, що, якщо промінь світла йде з середовища 1 в середовище 2, то при деякому значенні кута падіння $\alpha = \alpha_{\text{зал}}$ кут заломлення β прийме значення, що дорівнює 90° (рис.2.3). При цьому промінь, дійшовши до поверхні розділу, далі піде уздовж цієї поверхні в цьому ж положенні.

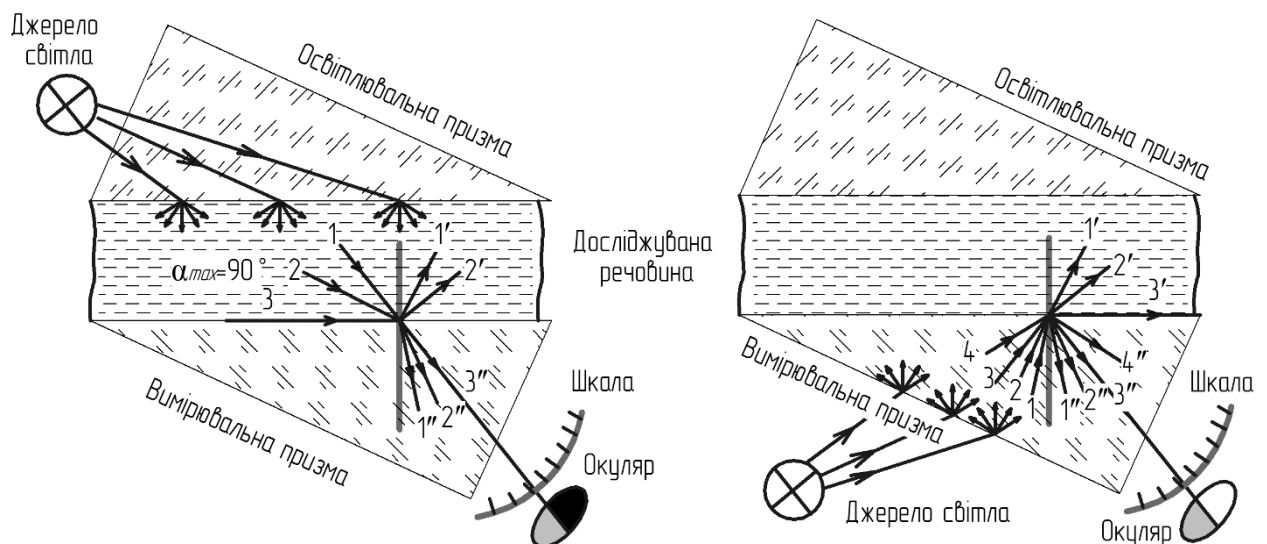


Рис.2.3. Принцип роботи рефрактометра Аббе

Світлові промені, що йдуть під граничним кутом, вийшовши з призми, потрапляють на лінзу, яка збирає всі ці промені в одній точці на окулярі, де буде спостерігатися різка межа розділу світла і тіні – **межа світлотіні**. Всі інші промені, переломлюються під кутом меншим за граничний, збираються лінзою нижче межі світлотіні в світлій зоні. Положення межі світлотіні визначається величиною граничного кута заломлення, тобто залежить від показника заломлення досліджуваної рідини.

Як видно з оптичної схеми рефрактометра, представленої на рис. 2.1 пучок променів, що виходять з призми 2 в зорову трубу, проходить через лінзу 7, сітку 8, на якій нанесено перехрестя ліній, і потрапляє в окуляр 9. При цьому верхня частина поля зору в окулярах буде освітлена, а нижня залишиться темною. Положення одержуваної кордону світлотіні визначається променем, що виходять з призми 2 під граничним кутом β .

Границя світлотіні поєднується з перехрестям, штрихи шкали 16 і відліковий штрих призми 10 оптичною системою, що складається з шкали 16 об'єктива 12 дзеркала 11 проектується в фокальну площину окуляра 9. Спостерігаючи в окуляр 9, слід поєднати межу світлотіні з перехрестям сітки 8, розгортаючи дзеркало 4 і жорстко пов'язану з ним шкалу 16 і зняти з цієї шкали відліку величини показника заломлення, а при необхідності і процентний вміст розчинних сухих речовин в досліджуваного зразку. При проходженні світла через вимірювальну призму відбувається не тільки переломлення, але і розкладання (дисперсія) світла. Тому межа світлого і темного секторів забарвлюється в різні

кольори і розмивається. Для усунення цього недоліку (ахроматизації) в рефрактометрі служить дисперсійний компенсатор, що усуває забарвлення границі і робить її різкою.

Компенсатор складається з двох призм Амічі, які можуть обертатися навколо загальної осі в протилежних напрямках. Кожна призма Амічі склеєна з трьох частин, підібраних так, що проходячи через призму, жовті промені не змінюють напрямки, а сині і фіолетові промені відхиляються в бік основи середньої призми, а оранжеві і червоні – в бік її вершини.

Хід роботи

1. Ознайомитися з будовою приладу рефрактометр ИРФ-454 і підготувати його до роботи, що зображено на рис.2.4.

2. Перевірте правильність установлення нуля приладу. Для цього необхідно відкинути обойму з освітлювальної призмою і нанести піпеткою 2 – 3 краплі дистильованої води на поверхню вимірювальної призми і опустити обойму на місце. Потім включити в мережу вилку приладу і направити світло від освітлювача в віконце в обоймі освітлювальної призми. Далі, обертаючи оправу окуляра, домогтися різкого зображення шкали приладу і, повертаючи рукоять з окуляром, знайти межу розділу світла і тіні. Якщо ця межа має кольорову окантовку, то за допомогою маховика усуньте забарвлення межі. отримавши максимальну різку межу розділу світла і тіні. Вивести перехрестя на центр чіткої границі (межа поділу) і відрахувати n по шкалі показника заломлення. Показник заломлення дистильованої води 1.333, концентрація 0.

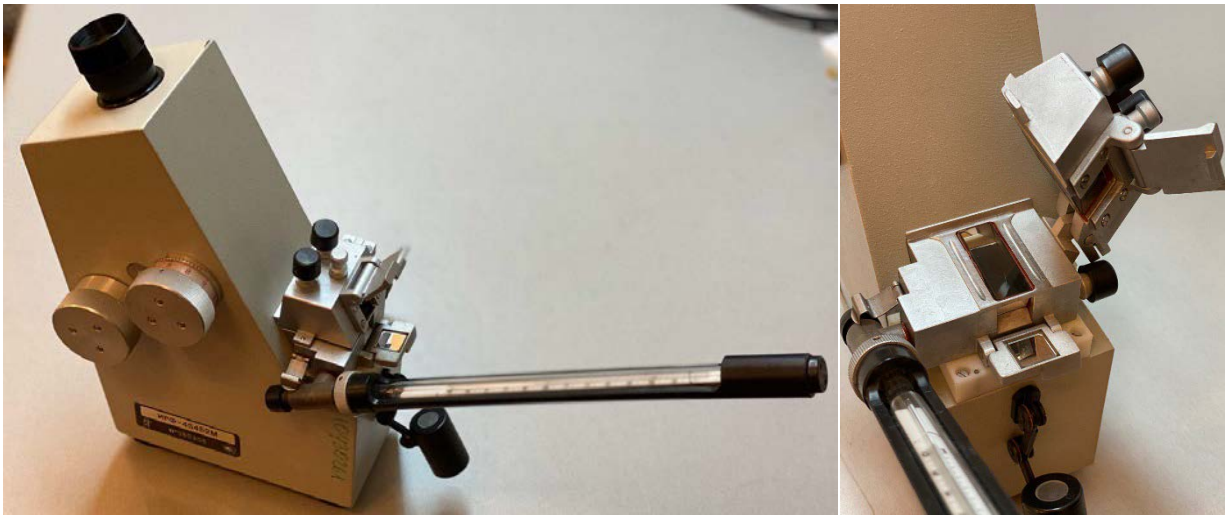


Рис.2.4. Рефрактометр ИРФ-454: а) загальний вигляд; б) система прямокутних призм

3. Для визначення показника заломлення 2-3 краплі досліджуваного розчину поміщають між половинками призми і щільно стискають їх. Поворотом дзеркала яскраво висвітлюють призму білим світлом. Все поле в окулярі повинне бути освітлено рівномірно. Після цього поворотом призм домагаються появи темного поля в окулярі. Його поява відповідає такому стану призми, при якому промінь зазнає в нижній половині призми повне внутрішнє віддзеркалення від поверхні розділу між призмою і досліджуваною речовиною. Якщо межа поля різко, пофарбована, то, обертаючи компенсатор, домагаються отримання різкого розмежування темного поля. Після цього точно наводять границю темного поля на перехрестя візирних ліній. Значення показника відраховують за шкалою, розташованої в окулярі знизу. Показник заломлення визначають не менше двох разів з новими порціями розчину і виводять середнє арифметичне його значення. Результати вимірювань заносять в табл. 2.1, відзначаючи температуру, при якій

Розділ 4. Квантова біофізика. Іонізуюче випромінювання

проведено визначення.

Таблиця 2.1. Результати дослідів

№ дослідів	Температура, °C	Показник заломлення n_D
1		
2		
3		
4		

4. Наступним визначаємо залежність показника заломлення досліджуваної речовини від її концентрації. Для цього виміряти показники заломлення розчинів відомої концентрації. Виміряйте показник заломлення розчину невідомої концентрації X. Результати занести в таблицю 2.2. За даними таблиці побудувати графік залежності $n = f(C)$ та визначити C_x – невідому концентрацію досліджуваного розчину (початок відліку по осі концентрацій графіка - 0%, а по осі показника заломлення - значення $n=1.330$).

Таблиця 2.2. Результати дослідження

Концентрація розчину C%	0					Невідома концентрація, X
Показник заломлення n_D						

3. Фізико-хімічні властивості речовини, що впливають.
4. Як впливають на величину показника заломлення речовини умови вимірювання.
5. Фізичне явище яке пояснює роботу концентраційної рефрактометра?
6. Що таке абсолютний і відносний показники заломлення? Який їхній фізичний зміст?
7. Як формується межа світла і тіні в даному рефрактометрі?
8. Оптична система рефрактометра Аббе
9. Яку роль виконує компенсатор.

ТЕМИ СЕМІНАРІВ ДО РОЗДІЛУ IV

1. Лазери та їх застосування в медицині.
2. Ядерний магнітний резонанс. ЯМР – інтроскопія.
3. Біофізика зору.
4. Іонізуюче випромінювання
5. Рентгенодіагностика
6. Детектори іонізуючих випромінювань
7. Дія сигналів та фізичних полів на людину
8. Оптичні методи діагностики в медицині
9. Фізичні поля людини.
10. Біолюмінісценція
11. Теплове випромінювання в технічних та біологічних

середовищах.

12. Тепловіддача організму. Термографія.

13. Інфрачервоне випромінювання та його застосування в медицині.

14. Ультрафіолетове випромінювання.

15. Фотоефект.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Абакумов В. Г. Біомедичні сигнали. Генезис, обробка, моніторинг / В. Г. Абакумов, О. І Рибін, Й. Сватош. – К. : Нора-прінт, 2001. – 516 с.
2. Агапов Б. Т. Лабораторный практикум по физике / Б. Т Агапов, Г. В. Максютин, П. И. Островерхов. – М. : Высшая школа, 1982. – Стр. 113–126.
3. Азнакаєв Е. Г. Біофізика: Навч. посіб. / Е. Г. Азнакаєв. – К. : Книжкове вид-во НАУ, 2005. – 308 с.
4. Акустичні медичні прилади [Електронний ресурс] : методичні вказівки до виконання курсового проекту та розрахунково-графічної роботи для студентів напряму підготовки 6.051003 - «Приладобудування» програми професійного спрямування «Медичні прилади і системи» / КПІ ім. Ігоря Сікорського ; уклад. М. Ф. Терещенко, Г. С. Тимчик, І. О. Яковенко. – Електронні текстові дані (1 файл: 3,45 Мбайт). – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2016. – 174 с. – Назва з екрана. – Режим доступу: <http://ela.kpi.ua/handle/123456789/25651>
5. Акустичні медичні прилади [Електронний ресурс] : методичні вказівки до виконання лабораторних робіт для студентів напряму підготовки 6.051003-«Приладобудування» / НТУУ «КПІ» ; уклад.: М. Ф. Терещенко, Г. С. Тимчик, В. Ю. Рудик. – Електронні текстові дані (1 файл: 1,69 Мбайт). – Київ : НТУУ «КПІ», 2014. – 126 с. – Назва з екрана. – Режим доступу: <http://ela.kpi.ua/handle/123456789/26439>
6. Безугла, Н. В. Прилади контролю фізіологічних параметрів людини. Лабораторний практикум. Частина 1 [Електронний ресурс] : навчальний посібник для студентів спеціальності 151 «Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані системи» спеціалізації «Комп'ютерно-інтегровані медичні системи», спеціальності 152 «Метрологія та інформаційно-вимірвальна техніка» спеціалізації «Медичні прилади і системи» / Н. В. Безугла, І. О. Яковенко, М. О. Безуглий ; КПІ ім. Ігоря Сікорського. – Електронні текстові дані (1 файл: 3,98 Мбайт). – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2018. – 81 с. – Назва з екрана. – Режим доступу: <https://ela.kpi.ua/handle/123456789/23091>

7. Біофізика / П. Г. Костюк , В. Л. Зима, І. С. Магура та ін. ; За ред. П. Г. Костюка. – К. : Обереги, 2001. – 544 с. : іл.
8. Біофізика : Методичні вказівки до виконання лабораторних робіт для студентів напрямку 6.0909 – «Прилади» спеціальності «Медичні прилади і системи» Методичні вказівки до практичних занять з дисципліни «Методи аналізу в біотехнології» освітньо-професійної програми першого (бакалаврського) рівня вищої освіти зі спеціальності 162 «Біотехнології та біоінженерія» усіх форм навчання / Укладач: Головей О. П. – Кам'янське : ДДТУ, 2017. – 49 с.
9. Біофізика [Електронний ресурс] : методичні вказівки до виконання лабораторних робіт для студентів напрямку підготовки 6.0909 «Прилади» та 7.090905 – «Медичні прилади та системи» приладобудівного ф-ту / НТУУ «КПІ» ; уклад. М. Ф. Терещенко, Н. В. Стельмах, О. В. Осадчий. – Електронні текстові дані (1 файл: 670 Кбайт). – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2008. – 66 с. – Назва з екрана. – Режим доступу: <http://ela.kpi.ua/handle/123456789/25650>
10. Генезис біосигналів [Електронний ресурс] : методичні вказівки до виконання лабораторних робіт для студентів напрямку підготовки 0909 «Прилади» спеціальності 8.090905 «Медичні прилади та системи» / НТУУ «КПІ» ; уклад. М. Ф. Терещенко. – Електронні текстові дані (1 файл: 1,98 Мбайт). – Київ : Політехніка, 2010. – 84 с. – Назва з екрана. – Режим доступу: <http://ela.kpi.ua/handle/123456789/26438>
11. Глоба И. И. Оптические методы и приборы контроля качества промышленных и продовольственных товаров. Лабораторный практикум : учеб.-метод. пособие для студентов специальности 1-54 01 03 «Физико-химические методы и приборы контроля качества продукции» / И. И. Глоба, А. А. Галиновский. – Минск : БГТУ, 2012. – 250 с.
12. Гольдберг Д. Л. Методические указания и задания к лабораторной работе «Исследование и количественная оценка функционального состояния слухового анализатора человека методом аудиометрии» / Д. Л. Гольдберг. – Режим доступу: http://ma.cfiv.ru/docs/239952/Исследование_и_количественная_оценка_функционального_состояния_слухового_анализатора_человека_методом_аудиометрии.pdf
13. Гринберг И. П. Измерители индукции переменных магнитных полей /

- И. П. Гринберг, Е. А. Шуляковский. - К. : Техніка, 1982. – 168 с.
14. Грінченко В. Т. Основи акустики / В. Т. Грінченко, І. В. Вовк, В. Т. Маципура. - К. : НВП «Видавництво «Наукова думка» НАН України, 2007. – 640 с.
15. Гуревич М. І. Основи гемодинаміки / М. І. Гуревич, С. А. Берштейн. – Київ : Наукова Думка, 1979. – 232 с.
16. Джексон М. Б. Молекулярная та клеточная биофизика / М. Б. Джексон; пер. с англ. – М. : Мир ; БИНОМ. Лаборатория знаний, 2009. – 551 с. : ил.
17. Діброва В. Є. Біофізика та медична апаратура: навч. посіб. / В. Є Діброва., В. Д. Тіманюк. – К. : ВД «Професіонал», 2006. – 200 с.
18. Дмитрук В. В. Оптико-електронні методи діагностування в біомедицині / В. В. Дмитрук, Н. В. Белік, С. О. Штельмах // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2009. – № 1. – С. 145-153.
19. Кнеппо П. Биомангнитные измерения / П. Кнеппо, Л. И. Титомир. – М. : Энергоатомиздат, 1989. - 288 с. : ил.
20. Лабораторные работы по физике : учеб. пособ. / Г. Я. Камашев [и др.]. – Ижевск, 2012. – 92 с.
21. Линденбратен Л. Д., Королюк И. П. Медицинская радиология и рентгенология (основы лучевой диагностики и лучевой терапии): Учебник / Л. Д. Линденбратен, И. П. Королюк. – М. : Медицина, 1993. – 560 с. : ил.
22. Медична і біологічна фізика. Практикум / О. В. Чалий та ін. – К. : Книга плюс, 2003 . – 217 с. : мал. 66.
23. Медична і біологічна фізика: Підручник для студентів вищих медичних закладів освіти III-IV рівнів акредитації / О. В. Чалий, Б. Т. Агапов, А. В. Меленевська та ін. – К. : ВІПОЛ, 2001. – 415 с., рис. 186.
24. Механика : учебн.–метод. пособие / В. И. Герасимов, В. Я. Гришаев, С. А. Журин [и др.]. – Саранск : Изд-во Мордов. ун-та, 2015. – 52 с.

25. Мурашко В. В. Электрокардиография : Учеб. пособ / В. В. Мурашко, А. В. Струтинский. - 5-е изд. - М. : МЕДпресс-информ, 2001 - 312 с.: ил.
26. Олейник В. П. Основы взаимодействия физических полей с биологическими объектами : Учеб. пособ. / В. П. Олейник. - Харьков : Нац. аэрокосм. ун-т «Харьк. авиац. ин-т», 2006. - 61 с.
27. Осипов Л. В. Ультразвуковые диагностические приборы : Практическое руководство для пользователей / Л. В. Осипов. - М. : Видар, 1999. - 256 с. : ил.
28. Павлов С. В. Оптико-електронні засоби діагностування патологій людини, пов'язаних із периферичним кровообігом : монографія / С. В. Павлов, Т. І. Козловська, В. Б. Василенко. - Вінниця : ВНТУ, 2014. - 140 с.
29. Посудін Ю. І. Лабораторний практикум і збірник задач із дисципліни «Фізика з основами біофізики» : Навч. посіб. / Ю. І. Посудін. - К. : Арістей, 2004. - 180 с.
30. Практические аспекты реографии : Учебно-методичное пособие / П. В. Стручков, Г. В. Селицкий, С. А. Яроцук, М. Б. Полтанова. - Москва, 2006. - 42 с. Режим доступа: <https://upacom.ru/uploads/documents/technical/mitsar/5769a827f2838.pdf>
31. Применение аналитического метода для оценки качества акустических полей при электронном перемещении фокуса многоэлементных терапевтических решеток / С. А. Ильин, П. В. Юлдашев, В. А. Хохлова, Л. Р. Гаврилов, П. Б. Росницкий, О. А. Сапожников // Акустический журнал. - 2015. - Т. 61(1). - С. 57-64.
32. Променева техніка [Електронний ресурс] : методичні вказівки до виконання лабораторних робіт для студентів напряму підготовки 6.051003 «Приладобудування» спеціальності 6.090900 «Медичні прилади і системи» / НТУУ «КПІ» ; уклад. М. Ф. Терещенко. - Електронні текстові дані (1 файл: 3,3 Мбайт). - Київ : НТУУ «КПІ», 2011. - 160 с. - Назва з екрана. - Режим доступу: <http://ela.kpi.ua/handle/123456789/26440>

33. Ремизов А. Н. Медицинская и биологическая физика : Учебник для мед. спец. вузов / А. Н. Ремизов. – 3-е изд. испр. – М. : Высшая школа, 2004. – 616 с. : ил.
34. Реологія в процесах виробництва харчових продуктів : навч. посіб. : у 2 ч. Ч. 1. Класифікація та характеристика неньютонівських рідин / [О. І. Черевко, В. М. Михайлов, В. І. Маяк, О. А. Маяк] ; Харк. держ. ун-т харчування та торгівлі. – Х. : ХДУХТ, 2014. – 244 с.
35. Самойлов В. О. Медицинская биофизика : Учебник / В. О. Самойлов. – СПб : Спец. Лит, 2004. – 496 с. : ил.
36. Системы комплексной электромагнитотерапии : Учеб. пособ. для вузов / Под ред. А. М. Беркутова и др. – М. : Лабор. Базовых Знаний, 2000. – 376 с. : ил.
37. Сторчун Є. В. Біофізичні та математичні основи інструментальних методів медичної діагностики : Навч. посіб. / Є. В. Сторчун, Я. М. Матвійчук. – Львів : Вид. «Расстр-7», 2009. – 216 с.
38. Стручков П. В. Функциональная диагностика [Текст] : руководство / П. В. Стручков ; Федерал. медико-биолог. агентство, ФГБОУ ДПО «Ин-т повышения квалификации федерал. медико-биолог. Агентства». – 2-е изд. – Москва : Медика, 2012. – 252 с. : ил. – (Б-ка функционал. диагностики). – Библиогр. в конце гл.
39. Терещенко, М. Ф. Біофізика [Електронний ресурс] : підручник / М. Ф. Терещенко, Г. С. Тимчик, І. О. Яковенко. – Електронні текстові дані (1 файл: 7,06 Мбайт). – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського ; Політехніка, 2019. – 444 с. – Назва з екрана. – Режим доступу: <http://ela.kpi.ua/handle/123456789/27589>
40. Терещенко, М. Ф. Біофізика. Практикум [Електронний ресурс] : навчальний посібник для для здобувачів ступеня бакалавра за спеціальностями «Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані технології», «Метрологія та інформаційно вимірювальна техніка» / М. Ф. Терещенко, Г. С. Тимчик, І. О. Яковенко ; КПІ ім. Ігоря Сікорського. – Електронні текстові дані (1 файл: 3,95 Мбайт). – Київ : Політехніка, 2019. – 288 с. – Назва з екрана. – Режим доступу: <http://ela.kpi.ua/handle/123456789/28227>

41. Техника и методика физиотерапевтических процедур (справочник) / Под ред. В. М. Богомолова. – Тверь : Губернская медицина, 2002. – 408 с.
42. Тиманюк В. А. Биофизика : Учебник / В. А. Тиманюк, Е. Н. Животова. – 2-е изд. – К. : ИД «Профессионал», 2004. – 704 с.
43. Ультразвукові фізіотерапевтичні апарати та пристрої [Електронний ресурс] : монографія / М. Ф. Терещенко, Г. С. Тимчик, М. В. Чухраєв, А. Ю. Кравченко ; КПІ ім. Ігоря Сікорського. – Електронні текстові дані (1 файл: 4,18 Мбайт). – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2018. – 180 с. – Назва з екрана. – Режим доступу: <http://ela.kpi.ua/handle/123456789/25501>
44. Фізика : методичні рекомендації до модуля 3 «Молекулярна фізика» для виконання лабораторних робіт студентами денної та заочної форм навчання напрямів підготовки: 6.100102 «Процеси, машини та обладнання в агропромисловому виробництві», 6.010104 «Професійна освіта. Механізація сільськогосподарського виробництва та гідромеліоративних робіт», 6.100101 «Енергетика та електротехнічні системи в агропромисловому комплексі», 6.090101 «Агрономія», 6.090102 «Технологія виробництва і переробки продукції тваринництва» / Уклад.: [Л. В. Вахоніна, Л. С. Власенко, І. В. Бацуровська]. – Миколаїв : МДАУ, 2011.
45. Фізіологія кардіореспіраторної системи: методичні рекомендації / І. А. Іонов, Т. Є. Комісова, В. Ф. Слюсарєв, С. О. Шаповалов. – Х. : ЧП Петров В.В., 2017. – 66 с.
46. Щепин В. И. Определение коэффициента динамической вязкости жидкости методом Стокса / В. И. Щепин. – Режим доступу - <https://docplayer.ru/39192945-Fizika-laboratornaya-rabota-2-1-opredelenie-koefficienta-dinamicheskoy-vyazkosti-zhidkosti-metodom-stoksa.html>
47. Электронная лечебная аппаратура : лаборатор. практикум для студентов специальности «Мед. электроника» всех форм обучения / А. Н. Осипов и др. – Минск : БГУИР, 2011. – 56 с. : ил.

48. Эссаулова И. А. Руководство к лабораторным занятиям по медицинской и биологической физике / И. А. Эссаулова, М. Е. Блохина, Л. Д. Гонцов. – М. : Высшая школа, 1987. – Стр. 94–102.
49. Яненко О. П. Метрологія медичної та біологічної апаратури : Навч. посіб. / О. П. Яненко. – Житомир : ЖІТІ, 1998. – 158 с.
50. A random phased array device for delivery of high intensity focused ultrasound / J. W. Hand, A. Shaw, N. Sadhoo, S. Rajagopal, R. J. Dickinson, L. R. Gavrilov // *Phys. Med/ Biol.* – 2009. – № 54. – P. 5675-5693.

ДОВІДНИКОВІ ДАНІ

ОСНОВНІ ОДИНЦІ СИСТЕМИ СІ

Фізична величина	Назва одиниці вимірювання	Скорочене позначення одиниці	
		Українське	Міжнародне
Довжини	метр	м	<i>m</i>
Маса	кілограм	кг	<i>kg</i>
Час	секунда	с	<i>s</i>
Сила електричного струму	ампер	А	<i>A</i>
Термодинамічна температура	кельвін	К	<i>K</i>
Сила світла	кандела	кд	<i>cd</i>
Кількість речовини	моль	моль	<i>mol</i>

ПОЗАСИСТЕМНІ ОДИНИЦІ СІ

Фізична величина	Назва одиниці вимірювання	Скорочене позначення одиниці		Співвідношення з одиницями СІ
		Укр.	Міжн.	
Час*	хвилина	хв	<i>min</i>	1 хв = 60 с
	година	год	<i>h</i>	1 год = 3600 с
	доба	д	<i>d</i>	1 д = 24 год
Маса	тонна	т	<i>t</i>	1 т = 1000 кг
	центнер	ц	<i>z</i>	1 ц = 100 кг
	уніфікована атомна одиниця маси	а.о.м	<i>u</i>	1 а.о.м = 1/12 маси атома ¹² C
Площинний кут	градус	°	°	1° = π/180 рад
	хвилина	'	'	1' = 1/60 градуса
	секунда	"	"	1" = 1/60 хвилини
Об'єм, місткість	літр	л	<i>L (l)</i>	1 л = 1 дм ³ = 10 ⁻³ м ³
Енергія	електрон-вольт	еВ	<i>eV</i>	1 еВ = 1,60277 · 10 ⁻¹⁹ Дж
Оптична сила	діоптрія	дптр	-	1 дптр = 1 м ⁻¹
* ін.)				

ПОХІДНІ ОДИНІЦІ СИСТЕМИ СІ

Фізична величина	Назва одиниці вимірюв ання	Скорочене позначення одиниці		Співвідношення з одиницями СІ
		Укр.	Міжн.	
Частота	герц	Гц	<i>Hz</i>	с^{-1}
Сила	ньютон	Н	<i>N</i>	$\text{м} \cdot \text{кг} \cdot \text{с}^{-2}$
Тиск, модуль пружності	паскаль	Па	<i>Pa</i>	$\text{м}^{-1} \cdot \text{кг} \cdot \text{с}^{-2}$ (Н/м ²)
Енергія роботи, кількість теплоти	джоуль	Дж	<i>J</i>	$\text{м}^2 \cdot \text{кг} \cdot \text{с}^{-2}$ (Н·м ²)
Потужність, потік випромінення	ват	Вт	<i>W</i>	$\text{м}^2 \cdot \text{кг} \cdot \text{с}^{-3}$ (Дж/с)
Електричний заряд, кількість електрики	кулон	Кл	<i>C</i>	$\text{с} \cdot \text{А}$
Електричний потенціал, різниця потенціалів, напруга (електрична)	вольт	В	<i>V</i>	$\text{м}^2 \cdot \text{кг} \cdot \text{с}^{-3} \cdot \text{А}^{-1}$ (Вт/А)
Електрична ємність	фарад	Ф	<i>F</i>	$\text{м}^{-2} \cdot \text{кг}^{-1} \cdot \text{с}^4 \cdot \text{А}^2$ (Кл/В)
Електричний опір	ом	Ом	Ω	$\text{м}^2 \cdot \text{кг} \cdot \text{с}^{-3} \cdot \text{А}^{-2}$ (В/А)
Електрична провідність	сименс	См	<i>S</i>	$\text{м}^{-2} \cdot \text{кг}^{-1} \cdot \text{с}^3 \cdot \text{А}^2$ (Ом ⁻¹)
Магнітний потік	вебер	Вб	<i>Wb</i>	$\text{м}^2 \cdot \text{кг} \cdot \text{с}^{-2} \cdot \text{А}^{-1}$ (Н/м ²)
Магнітна індукція	тесла	Тл	<i>T</i>	$\text{кг} \cdot \text{с}^{-2} \cdot \text{А}^{-1}$ (Вб/м ²)
Індуктивність	генрі	Гн	<i>H</i>	$\text{м}^2 \cdot \text{кг} \cdot \text{с}^{-2} \cdot \text{А}^{-2}$ (Вб/А)
Температура Цельсія	градус Цельсія	°С	°С	0°С = 273,16 К
Світловий потік	люмен	лм	<i>Lm</i>	кд·ср
Освітленість	люкс	лк	<i>Lx</i>	$\text{м}^{-2} \cdot \text{кд} \cdot \text{ср}$ (лм/м ²)
Активність (радіонукліда)	бекерель	Бк	<i>Bq</i>	с^{-1}
Поглинута доза іонізуючого опромінення	грей	Гр	<i>Gy</i>	$\text{м}^2 \cdot \text{с}^{-2}$ (Дж/кг)

Довідникові дані

Еквівалентна доза іонізуючого опромінення	зіверт	Зв	Sv	$\text{м}^2 \cdot \text{с}^{-2}$ (Дж/кг)
--	--------	----	----	---

ПРИСТАВКИ ДЛЯ ПОЗНАЧЕННЯ ПОХІДНИХ ОДИНИЦЬ МЕТРИЧНИХ СИСТЕМ, КРАТНИХ І ДОЛЬНИХ ГОЛОВНІЙ ОДИНИЦІ

Поставка	Множник	Скорочене позначення		Поставка	Множник	Скорочене позначення	
		Укр.	Міжн.			Укр.	Міжн.
дека	10	да	<i>da</i>	деци	10	д	<i>d</i>
гекто	10 ²	г	<i>h</i>	санти	10 ²	з	<i>z</i>
кіло	10 ³	до	<i>do</i>	мілі	10 ³	м	<i>m</i>
мега	10 ⁶	М	<i>M</i>	мікро	10 ⁶	мк	<i>m</i>
гіга	10 ⁹	Г	<i>G</i>	нано	10 ⁹	н	<i>n</i>
тера	10 ¹²	Т	<i>T</i>	піко	10 ¹²	п	<i>p</i>
пета	10 ¹⁵	П	<i>P</i>	фемто	10 ¹⁵	ф	<i>f</i>
екса	10 ¹⁸	Э	<i>E</i>	атто	10 ¹⁸	а	<i>a</i>

ФУНДАМЕНТАЛЬНІ ФІЗИКО-ХІМІЧНІ СТАЛІ

Найменування величини	Позначення	Визначальне рівняння	Значення величини
Швидкість світла у вакуумі	<i>c</i>	-	$2,99792458 \cdot 10^8 \text{ м/с}$
Прискорення вільного падіння (стандартне значення)	<i>g</i>	-	$9,80665 \text{ м/с}^2$
Гравітаційна стала	<i>G</i>	-	$6,6720 \cdot 10^{11} \text{ Н} \cdot \text{м}^2 / \text{кг}^2$
Магнітна стала	μ_0	-	$4\pi \cdot 10^7 \text{ Гн/м}$
Електрична стала	ε_0	$(\mu_0 c^2)^{-1}$	$8,85418782 \cdot 10^{12} \text{ Ф/м}$
Стала Планка	<i>h</i>	-	$6,626176 \cdot 10^{34} \text{ Дж} \cdot \text{с}$
Постійна Дираку	\hbar	$\frac{h}{2\pi}$	$1,0545887 \cdot 10^{34} \text{ Дж} \cdot \text{с}$
Елементарний електричний заряд	<i>e</i>	-	$1,6021893 \cdot 10^{19} \text{ Кл}$
Маса спокою електрона	m_e	-	$9,109534 \cdot 10^{31} \text{ кг}$
Маса спокою протона	m_p	-	$1,6726485 \cdot 10^{27} \text{ кг}$
Маса спокою нейтрона	m_n	-	$1,6749543 \cdot 10^{27} \text{ кг}$
Питомий заряд електрона	—	e / m_e	$1,7588047 \cdot 10^{11} \text{ Кл/кг}$
Магнетон Бора	μ_B	$e\hbar/2me$	$9,274078 \cdot 10^{24} \text{ Дж/Тл}$
Ядерний магнетон	μ_N	$e\hbar/2mp$	$5,050824 \cdot 10^{27} \text{ Дж/Тл}$
Атомна одиниця маси	<i>a.e.m.</i>	$m(^{12}\text{C})/12$	$1,6605655 \cdot 10^{27} \text{ кг}$

Довідникові дані

Маса спокою атома водню (^1H)	m_H	-	$1,67355948 \cdot 10^{27} \text{ кг}$
Найменування величини	Позначення	Визначальне рівняння	Значення величини
Маса спокою дейтерію (^2H)	m_D	-	$3,34454795 \cdot 10^{27} \text{ кг}$
Маса спокою α -частинки (^4He)	m_α	-	$6,6465849 \cdot 10^{27} \text{ кг}$
Число Авогадро	N_A	-	$6,022045 \cdot 10^{23} \text{ моль}^{-1}$
Число Фарадея	F	$N_A \cdot e$	$9,648456 \cdot 10^4 \text{ Кл / моль}$
Стала Больцмана	k	-	$1,380662 \cdot 10^{23} \text{ Дж / К}$
Універсальна газова стала	R	kN_A	$8,31441 \text{ Дж / (моль} \cdot \text{К)}$
Молярний об'єм ідеального газу за нормальних умов ($T=273,15 \text{ К}, p=101325 \text{ Па}$)	V_H	RT / p	$22,41383 \cdot 10^3 \text{ м}^3 / \text{моль}$
Число Лошмідта	N_L	N_A / V_H	$2,686754 \cdot 10^{25} \text{ м}^3$
Стала Рідберга (для атома водню H^1_1)	R	$\frac{me^4}{8\varepsilon_0^2 h^3 c}$	$1,097373177 \cdot 10^7 \text{ м}^{-1}$
Радіус першої борівської орбіти	α_0	$\frac{\varepsilon_0 h^2}{\pi e^2 m_e}$	$0,52917706 \cdot 10^{10} \text{ м}$
Радіус електрона класичний	r_e	-	$2,817938 \cdot 10^{15} \text{ м}$
Комптонівська довжина хвилі електрона	λ_e	$h / m_e c$	$2,426311 \cdot 10^{12} \text{ м}$
Магнітний момент електрона	μ_e	-	$9,284777 \cdot 10^{24} \text{ Дж / Тл}$
Магнітний момент протона	μ_p	-	$1,410607 \cdot 10^{26} \text{ Дж / Тл}$
Магнітний момент нейтрона	μ_n	-	$0,966237 \cdot 10^{26} \text{ Дж / Тл}$
Гіромагнітне відношення протона	γ_p	-	$2,675221 \cdot 10^8 (\text{с} \cdot \text{Тл})^{-1}$
Стала Стефана-Больцмана	σ	$2\pi^5 k^4 / 15h^3 c^2$	$5,67032 \cdot 10^8 \text{ Вт / (м}^2 \cdot \text{К}^4)$
Стала закону зсуву Віна	c_1	hc / Xk^1	$2,897790 \cdot 10^3 \text{ м} \cdot \text{К}$
Стала другого закону Віна	c_2	$\frac{2\pi X^5 k^5}{h^4 c^3 (e^X - 1)}$	$1,28667 \cdot 10^5 \text{ Вт / (м}^3 \cdot \text{К}^5)$
Енергія іонізації атома водню	E_H	$\frac{me^4}{8\varepsilon_0^2 h^2}$	$2,179907 \cdot 10^{18} \text{ Дж} = 1,36058 \text{ еВ}$
1 електрон-вольт	-	-	$1,6021892 \cdot 10^{19} \text{ Дж}$
Абсолютний нуль температури	-	-	$273,15^\circ\text{C}$
Атмосфера нормальна	-	-	101325 Па
Потрійна точка води	-	-	$273,16 \text{ К}$

МАТЕМАТИЧНІ СТАЛІ

$\pi = 3,14159265$	$e = 2,71828183$	$\lg e = 0,434294482$
$1/\pi = 0,318309886$	$1/e = 0,367879441$	$\ln 10 = 2,30258509$
$1^\circ = 0,0174 \text{ рад}$	$1 \text{ радиан} = 57^\circ 18'$	$\ln 2 = 0,693147181$

ЗНАЧЕННЯ ПАРАМЕТРИ ПРУЖНОСТІ ПІД ЧАС РОЗТЯГУВАННЯ ДЛЯ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН

Орган	Межа міцності на розтягування, МПа	Критична деформація, %	Модуль Юнга, МПа
Скелетний м'яз (прямий м'яз черева)	0,11	61	0,02
Серцевий м'яз	0,11	64	0,08
Шлунок (поздовжньо)	0,56	93	0,015
Тонкий кишківник	0,56	43	0,2
Стравохід	0,6	73	0,03
Товстий кишківник	0,69	117	0,02
Коронарні артерії	1,1	64	0,1
Волога губчата кістка (хребець)	1,2	0,6	200
Пуповина	1,5	59	0,7
Порожниста вена (поздовжньо)	1,5	100	0,04
Клапани серця	2,5	15	1
Міжхребцевий диск	2,8	57	2,0
Гаїліновий хрящ (у синовіальному суглобі)	2,9	18	24
Еластичний хрящ (зовн.вухо)	3,1	26	4,5
Хребці	3,5	0,8	410
Шкіра обличчя	3,8	58	0,3
Диск хребта	11	32	6
Нерви	13	18	10
Нігті	18	14	160
Ахіллове сухожилля	54	9,0	250
Компактна стегнова кістка	109	1,4	10 600
Компактна стегнова кістка (стискання)	162	1,8	10 600
Дентин (стискання вологого зразка)	162	4,2	6 000

Довідникові дані

Волосся (голова)	197	40	12 000
------------------	-----	----	--------

КОЕФІЦІЄНТ ЗАГАСАННЯ УЛЬТРАЗВУКУ НА ЧАСТОТІ ВИПРОМІНЮВАННЯ ϑ

Речовина, тканина	Частота випромінювання, МГц	Коефіцієнт загасання ультразвуку, м^{-1}
Вода	1,0	0,01
Плазма крові	0,87	2,0
Жирова тканина	0,87	4,5
Мозок	0,87	14
Печінка	0,87	15
М'яз	0,87	16
Кістка	0,88	71
Цільна кров	1,0	2,5
Шкіра	1,0	40

МІРИ ДЕЯКИХ ФІЗИЧНИХ ВЕЛИЧИН

1 т (тонна) = 10 ц (центнер) = 10^3 кг

1 год (година) = 60 хв = $3,6 \cdot 10^3$ с

1 рік = $3,6524 \cdot 10^2$ діб = $8,7658 \cdot 10^3$ год = $3,1557 \cdot 10^7$ с

1 доба = 24 год = $8,64 \cdot 10^4$ с

1 рад = 57,296°;

1 ° = $1,7453 \cdot 10^{-2}$ рад

1 мк (мікрон) = 10^{-6} м

1 Å (ангстрем) = 10^{-10} м

1 кг = 9,81 Н

1 л (літр) = 10^{-3} м³

1 к.с. (кінська сила) = 735,499 Вт

1 кВт · год = $3,6 \cdot 10^6$ Дж

1 еВ · год = $1,602 \cdot 10^{-19}$ Дж

1 кал = 4,1868 Дж

1 ккал = $4,1868 \cdot 10^3$ Дж

1 мм.рт.ст. = 133,322 Па

1 ат (технічна атмосфера) = $9,81 \cdot 10^4$ Па

1 атм (фізична атмосфера) = 101325 Па

ТЕПЛОПРОВІДНІСТЬ ДЕЯКИХ РЕЧОВИН

Речовина	Теплопровідність, $\text{Вт}\cdot\text{м}^{-1}\cdot\text{К}^{-1}$	Температура, $^{\circ}\text{C}$
<i>Гази</i>		
Повітря	0,0237	-10
	0,0243	0
	0,0250	10
	0,0257	20
	0,0264	30
	0,0270	40
	0,0277	50
Гелій	0,138	20
Водень	0,172	20
Азот	0,0234	20
Кисень	0,0238	20
<i>Рідкі та тверді речовини</i>		
Вода	0,565	0
	0,599	20
	0,627	40
Бетон	2,43	20
Деревина	0,126	20
Пластмаса	0,04	20
<i>Біологічні речовини</i>		
Жир	0,205	20
Шкіра	0,502	20
М'язи	0,4	20
Хутро	0,036–0,063	20

КОЕФІЦІЄНТИ (ПОКАЗНИКИ) ЗАЛОМЛЕННЯ

Назва речовина	Показник заломлення n	Назва речовина	Показник заломлення n
Алмаз	2,42	Лід	1,31
Анілін	1,59	Цукор	1,56
Ацетон	1,36	Сірководень	1,63
Бензол	1,50	Сильвін	1,49
Вода	1,33	Скипидар	1,51
Повітря	1,0003	Спирт метиловий	1,33
Гліцерин	1,47	Спирт етиловий	1,36
Кам'яна сіль	1,54	Скло (легкий крон)	1,5
Кварц	1,54	Скло (важкий флінт)	1,6 - 1,8
Кедрове масло	1,52	Чотирихлористий вуглевод	1,46

ГРАНИЧНІ КУТИ ПОВНОГО ВІДБИТТЯ (в градусах)

Назва речовина	Граничний кут повного відбиття $\alpha_{\text{гр}}$	Назва речовина	Граничний кут повного відбиття $\alpha_{\text{гр}}$
Вода	49	Сірководень	38
Гліцерин	43	Скло (важкий флінт)	34
Скло (легкий крон)	40	Діамант	24
Значення в таблиці наведені на межі з повітрям, довжина хвилі 589,3 нм			

ТЕПЛОФІЗИЧНІ ВЛАСТИВОСТІ М'ЯСА

Вид м'яса	Густина продукту, ρ , кг/м ³	питома теплоємність, С, Дж/(кг·К)	Коефіцієнт тепло- провідності λ , Вт/(м·К)	Коефіцієнт температуро- провідності, $\alpha \cdot 10^8$, м ² /с
Яловичина				
Вищий сорт	1062	3517	0,455	12,3
I сорт	1087	3601	0,49	12,5
Філе пісне	1158	3517	0,5	12,6
Свинина напівжирна	1030	3056	0,33	10,6
Ніжки пісні	1158	3475	0,50	13,0
Курятина	1030	3307	0,41	12,0
М'ясо курчат	1070	3559	0,445	10,9
Індиче м'ясо	1070	3517	0,519	13,8
Ковбаса (варена)	1012	3770	0,46	12,5
Сосиски молочні	1030	3900	0,48	12,1